

Année 19

1970

N°

3

THESE

pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplome d'Etat)

par

Gérard DELORME

Né le 13 Mars 1937 à Paris

Présentée et soutenue publiquement le 19

COMPARAISON

ENTRE LA THERMOGRAPHIE EN INFRAROUGE

ET LA THERMOGRAPHIE EN PLAQUES (CRISTAUX LIQUIDES)

Président : Professeur BOUVIER

Année 19

N°

THESE

pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplome d'Etat)

par

Gérard DELORME

Né le 13 Mars 1937 à Paris

Présentée et soutenue publiquement le 19

COMPARAISON

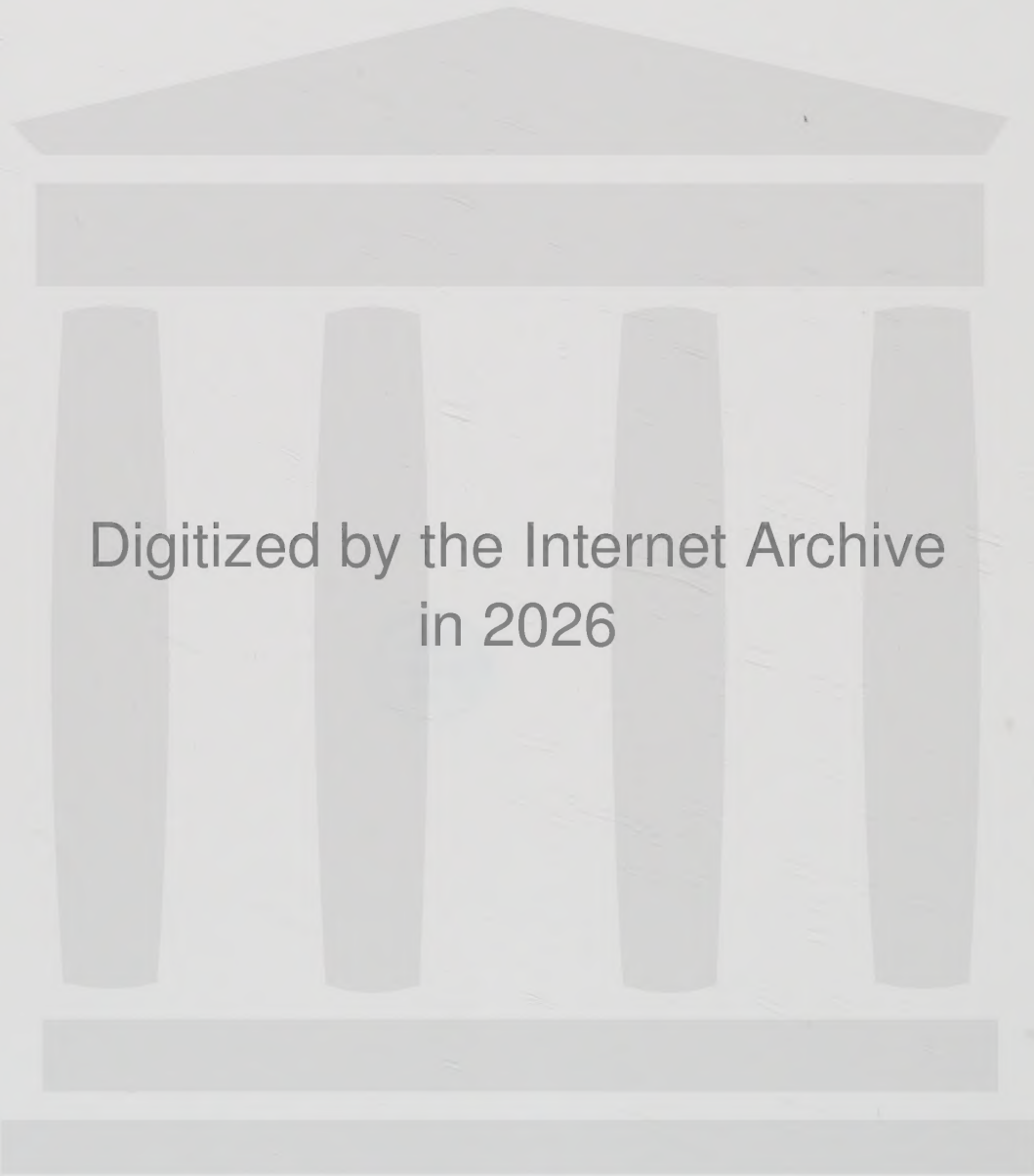
ENTRE LA THERMOGRAPHIE EN INFRAROUGE

ET LA THERMOGRAPHIE EN PLAQUES (CRISTAUX LIQUIDES)

Président : Professeur BOUVIER



A monsieur le Professeur Agrégé Tricoire
qui m'a inspiré le sujet de cette thèse et a guidé
mes travaux avec la plus grande bienveillance.
En témoignage de ma profonde reconnaissance.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41550207_0005

A monsieur le Professeur Bouvier,
qui m'a fait l'honneur d'accepter de
présider le jury de cette thèse.

En témoignage de ma reconnaissance.

S O M M A I R E

N° de page

INTRODUCTION

2

I CARACTERES PHYSIQUES ET PHYSIOLOGIQUES DE LA PEAU DU POINT DE VUE THERMIQUE

5

A La température de la peau

5

I Le rôle de la peau dans la régulation thermique

5

II Transfert de chaleur à l'intérieur du corps

10

B La peau comme radiateur thermique

12

I Lois du rayonnement thermique

12

II Le coefficient d'absorption de la peau

19

II METHODES DE MESURE DE LA TEMPERATURE CUTANEE

25

A Les méthodes ponctuelles : thermométrie

25

B Les méthodes cartographiques : thermographie

30

I La mesure du rayonnement émis : thermographie infra-rouge

30

II La mesure directe de la température : cristaux liquides.

39

III RESULTATS OBTENUS PAR LES METHODES THERMOGRAPHIQUES

47

A Les images thermographiques

47

I Origine des images

47

II L'image normale en thermographie

49

III Répartition des zones chaudes et des zones froides

50

B	<u>La thermographie dans les affections du sein</u>	53
I	Les images thermographiques du sein normal	53
II	Les images thermographiques anormales	57
C	<u>Autres domaines d'utilisation de la thermographie</u>	66
I	Thermographie dans les affections de la peau	66
II	Pathologie vasculaire	68
III	Pathologie thyroïdienne	69
IV	Pathologie osseuse	70
V	Autres applications de la thermographie	71

CONCLUSION

72

BIBLIOGRAPHIE

74

INTRODUCTION GENERALE

Depuis l'invention du thermomètre par GALILEE, la mesure de la température du corps n'a cessé d'être étudiée avec des instruments de plus en plus perfectionnés.

Après les premières mesures effectuées par SARTORIUS, en 1595, il fallut attendre deux siècles et demi pour voir un clinicien allemand Hermann BOERHAAVE codifier l'utilisation d'un thermomètre Farenheit à l'Université de Leyde. A la suite de BOERHAAVE, ANTON de HAEN à Vienne continua des études sur la température du corps dont il publia les résultats dans d'abondants rapports. Il étudia la variation de la température qui survenait avec l'âge, la fièvre et les infections. Il nota le premier la persistance de températures anormalement élevées au décours d'une maladie, lorsque le sujet se trouvait apparemment en bonne santé. Il mit en évidence la discordance entre la sensation de froid et de chaud et la température réelle. En 1851, Carl WUNDERLICH de Leipzig, introduisit l'usage du thermomètre dans sa clinique. Il étudia plus de 25 000 malades et de ces observations il put formuler des lois sur l'évolution de la température lors des maladies. Lorsque ce travail se trouva confirmé, l'usage du thermomètre reposant sur des bases solides, fut universellement admis. Ce n'est qu'ensuite qu'à partir de 1925, dans le cadre de l'étude de la régulation thermique du corps humain que de nombreux auteurs parmi lesquels COBET et BRAMIGK, IPSEN, BOHNENKAMP, THAUR, BAZETT, HARDY et GAGGE, WINSLOW et HERRINGTON ont été amenés à étudier les variations de la température de la peau. Malheureusement, les moyens de mesure dont ils disposaient n'étaient pas favorables à cette étude délicate.

Des progrès décisifs ne purent avoir lieu que lorsque les appareils modernes de détection infrarouge purent être utilisés en dehors des domaines militaires.

C'est ainsi qu'en 1956, l'évaporographe de BAIRD permit le début des expérimentations. Son maniement trop complexe en limitait toutefois considérablement la diffusion. Dans l'année qui suivit d'autres appareils mieux

adaptés firent leur apparition sur le marché. Il s'agissait de dispositifs à balayage optico-mécanique et à détecteur ponctuel dont la conception ne diffère pas fondamentalement de celle des caméras à infrarouge actuelles, mais dont les performances liées aux qualités des détecteurs sont très inférieures.

Le thermographe de BARNES formait son image en 10 minutes. Il fut suivi par un détecteur construit par R.E.C. qui ne nécessitait plus que 45 secondes pour réaliser une vue.

Ensuite, vers les années 1961, 1962, plusieurs types d'appareils réalisant une image suffisamment rapidement pour être observée sur écran cathodique firent leur apparition.

Simultanément, l'intérêt de la thermographie fut rehaussé par les rapports de R.N. LAWSON à Montréal et LLOYD WILLIAM à London qui montrèrent par des cartographies des températures de la peau obtenues avec un colomètre à semi-conducteurs, que dans les tumeurs du sein, la température de la peau en regard est notablement plus élevée que celle qui recouvre un tissu sain.

Les espoirs suscités par ces publications eurent pour conséquence le développement technologique des moyens de détection. A côté des détecteurs ponctuels fonctionnant à distance, d'autres auteurs utilisèrent les propriétés de changement de couleur des cristaux liquides de cholestérol selon la température à laquelle ils se trouvent.

Les premiers cristaux liquides ont été observés par REINITZER. Il s'agissait du benzoate de cholestérol qui, chauffé, se transforme à 145°C en un liquide laescent, ce dernier devient ensuite parfaitement limpide au-dessus de 179°C. Il existe donc deux points de fusion en apparence.

O. LEHMANN montra que le liquide opaque présente une structure cristalline et proposa le nom de cristaux liquides à cet état particulier.

Les cristaux liquides ont été étudiés vers les années 1930 par de nombreux physiciens théoriciens puis ils connurent l'oubli. L'étude des cristaux liquides n'a été reprise que tardivement, en 1958 par l'équipe de L. FERGASON. Cet auteur travaillant sur les esters de cholestérol mit à profit les variations importantes de l'orientation des cristaux engendrées par la chaleur pour réaliser les premiers thermographes colorés pouvant réaliser une véri-

table cartographie des températures. Malheureusement, les premières applications médicales (vers 1966) furent basées sur un principe d'emploi abandonné par FERGASON, celui des badigeons cutanés. La complexité de la méthode et la médiocrité des résultats obtenus n'en permirent pas la diffusion. Récemment, Monsieur le Professeur TRICOIRE, reprenant la technique des films souples, a pu réaliser des surfaces de cristaux liquides permettant une excellente résolution spatiale sans que la résolution en température soit rédhibitoire.

Actuellement, l'enthousiasme suscité par les premiers succès de la thermographie s'est quelque peu atténué car l'évaluation des températures cutanées pose toujours des problèmes qui sont loin d'être résolus, et il ne semble pas que les performances des détecteurs ponctuels à semi-conducteurs soient suffisantes pour fournir des informations dont la qualité permette un nouveau bond en avant dans la semiologie thermographique. Par contre, le développement d'une nouvelle technique de mesure par contact à l'aide de cristaux liquides sur plaques, semble bien en mesure d'assurer la progression des données thermographiques dans le sens de la précision de l'information.

Nous nous proposons, afin de mieux comprendre les différences existant entre les deux méthodes cartographiques qui sont utilisées actuellement - chromatographie en infrarouge et chromatographie en plaque - de définir d'abord les caractéristiques physiques et physiologiques de la peau du point de vue de sa température, puis dans un second chapitre de déterminer le mode de fonctionnement des deux types de détecteurs. Enfin, nous examinerons les résultats obtenus à la lumière des premiers travaux réalisés par thermographie en plaques.

DE VUE THERMIQUEA LA TEMPERATURE DE LA PEAU

La peau ne constitue pas une constante stable du corps humain. Au contraire, le rôle prépondérant qu'elle joue dans la régulation de l'équilibre thermique du corps implique qu'elle doit être en mesure de subir d'importantes et rapides modifications de température pour remplir correctement ce rôle. C'est bien ce qui est effectivement observé.

I ROLE DE LA PEAU DANS LA REGULATION THERMIQUE

Cet échange a lieu par trois processus : la convection, la radiation, et l'évaporation.

Convection

Si la température superficielle est plus froide que celle de l'environnement, la chaleur est transférée par l'air à l'environnement. L'air froid se réchauffe au contact de la peau. Il est constamment renouvelé et le flux d'air constitue un flux de transport de la chaleur.

Si le mouvement est dû uniquement au réchauffement du local par le corps, la convection est dite naturelle. Si des influences externes entrent en jeu, la convection est dite forcée.

La perte de chaleur par convection dépend du gradient de température existant entre la peau et l'air ambiant.

Le flux d'échange dépend de la surface du corps exposée, celle-ci qui dépend de la posture n'atteint jamais la surface totale du corps par suite de l'existence de zones naturellement abritées.

La vitesse d'agitation de l'air est également un facteur de la plus grande importance.

Lorsqu'un sujet est en équilibre thermique, c'est-à-dire qu'il perd

autant de chaleur qu'il en produit, on considère que 40% de chaleur est perdue par convection - fraction évidemment très dépendante des conditions externes. (on prend ici un individu nu T. extérieure 29°C vent 9 cm/seconde)

Radiation

La peau se comporte comme tout corps physique, c'est-à-dire qu'elle rayonne de l'énergie sous forme d'une émission électromagnétique suivant les lois de BOLTZMANN. De même que pour les pertes par convection, la surface effective de radiation est inférieure à la surface corporelle.

L'énergie radiée dépend comme nous le verrons par la suite, en dehors des critères physiques définis pour les objets, de la variation du coefficient d'absorption.

Pour des conditions physique de l'exemple précédent, la perte de chaleur par radiation est évaluée à 50% du total.

Evaporation

Le passage de l'état liquide à l'état gazeux nécessite une quantité d'énergie dénommée chaleur latente de vaporisation. Dans le cas de l'eau elle est relativement élevée puisqu'elle vaut 0,58 Kcal/g.

La quantité de chaleur absorbée par la vaporisation fait de ce mécanisme un moyen de régulation très important. Chez l'homme, cette vaporisation se fait principalement par les poumons qui rejettent de l'air saturé de vapeur d'eau pour la température de 38°C, et aussi par l'activité des glandes sudoripares. Toutefois, au niveau de la peau, leur rôle ne devient important que lorsqu'on atteint des températures très élevées pour lesquels les autres modes de régulation sont insuffisants.

En fin de compte, on peut dire que pour des températures de l'environnement comprises en 20 et 30°C, le processus radiatif est le plus important pour la régulation. Ce résultat implique la possibilité d'adaptation de la température cutanée aux besoins physiologiques.

CONTROLE DE LA TEMPERATURE CUTANEE

Dans des conditions de choc thermique moyen ou d'exercice moyen, les modifications de l'isolation thermique des tissus résultent de réactions vasomotrices qui sont suffisantes pour équilibrer la quantité de chaleur produite avec les pertes, et protéger l'organisme contre des modifications de la température centrale.

Dans ces circonstances, les pertes de chaleur par évaporation sont faibles.

Cette zone de régulation est celle qui est utilisée lors des examens thermographiques. Il s'ensuit que, en dehors d'un état d'équilibre très lent à obtenir, la température cutanée subit par suite du choc thermique provenant de la dénudation de la zone à examiner des variations liées directement à la régulation vasomotrice. On peut dire que la température enregistrée dans de telles conditions reflète presque uniquement l'intensité de la circulation sous-jacente.

EVOLUTION DES TEMPERATURES CUTANEEES AU COURS DU TEMPS

Lors de l'examen thermographique, le sujet est placé dans une enceinte dont la température fixe diffère de 20°C par rapport à sa température cutanée. Il s'ensuit une adaptation progressive au milieu pendant laquelle la température décroît.

Dans une étude physico-physiologique de ce phénomène GROS et GAUTHIERIE ont assimilé la peau à un modèle de transfert unidimensionnel de chaleur avec les tissus et avec l'environnement. Ils aboutissent à une expression de la forme.

$$T_p(t) = T_a + (T_{po} - T_a) \left[e^{-\frac{A^2}{t}} \left(1 - e^{-\frac{A}{\sqrt{t}}} \right) \right]$$

dans laquelle T_p = température de la peau

T_a = température de l'ambiance

T_{po} = température de la peau au temps 0

le coefficient A^2 est dénommé adaptance thermique

$$\text{et } A^2 = \frac{R^2}{k C_p \rho}$$

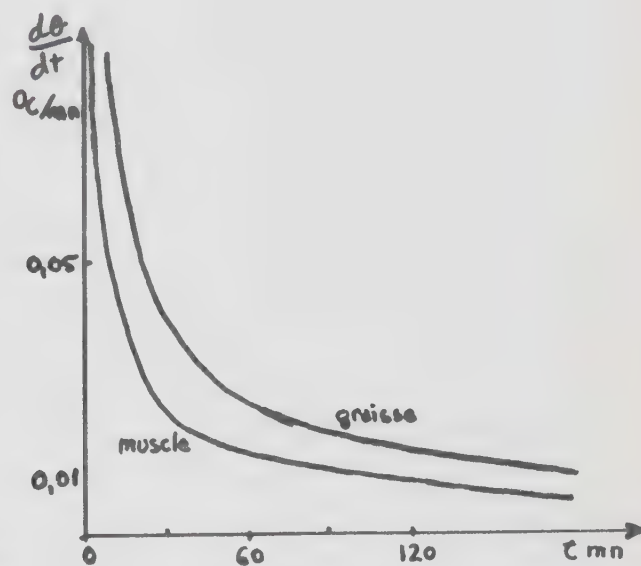
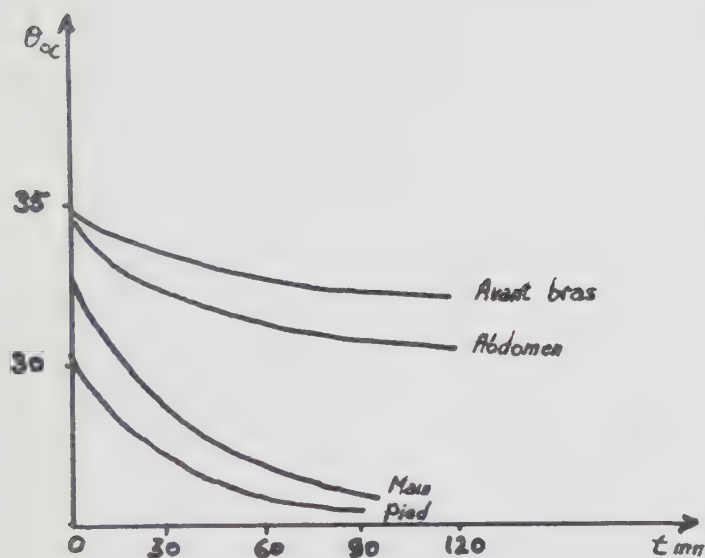
R = coefficient de déperdition totale

k = conductibilité thermique

ρ = densité des tissus.

C_p = chaleur spécifique

La fonction indiquée traduit les variations de température dans un domaine physiologique d'environnement correspondant à l'échelle du contrôle vasomoteur 19 - 30°C. Les extrémités au refroidissement plus rapide ne répondent pas à cette description.



$$A^2 \text{ graisse} \approx 25 \text{ s}^{-1}$$

$$A^2 \text{ muscle} \approx 6 \text{ s}^{-1}$$

L'analyse des courbes montre que le refroidissement est d'autant plus grand que l'adaptance thermique est grande c'est-à-dire que $k C_p \rho$ est plus petit.

Pour une même température initiale et une même température de l'environnement, la température finale est d'autant plus basse que l'adaptance est plus grande.

Dans le cas de la peau, l'adaptance est fonction des structures sous-jacentes et lors du refroidissement le contraste thermique entre les régions d'adaptances différentes s'accroît.

Le refroidissement provoque donc un accroissement du contraste thermographique.

Ce résultat très intéressant a permis de proposer un examen dynamique de manière à étudier le refroidissement différentiel des parties de la zone à étudier. On a pu mettre en évidence de cette manière que la vitesse de refroidissement au regard d'un processus malin est moins grande que celle de la peau en regard de tissu sain. Toutefois, de nombreuses causes autres peuvent jouer dans le même sens, ce qui implique une grande circonspection dans l'interprétation de ces résultats.

II TRANSFERT DE CHALEUR A L'INTERIEUR DU CORPS

La perte de chaleur par échange avec l'environnement se fait par transfert de chaleur du lieu de production à la surface du corps, à la fois par conduction et par convection circulatoire.

Dans tout matériau, la chaleur tend à s'écouler suivant un gradient de température par échange d'énergie thermique entre les atomes adjacents. Ce mode, la conduction résulte d'un transfert de chaleur à travers un matériau. Il est à opposer à la convection qui nécessite un flux net de matériau. Le rapport du gradient de température au flux de chaleur est défini comme la conductivité volumique.

Si l'on considère un milieu semi infini limité par une surface P, en supposant que le transfert de la chaleur par conduction s'effectue suivant une direction perpendiculaire à la surface P, on peut écrire que la distribution des températures suivant cette direction satisfait à chaque instant à l'équation aux dérivées partielles de la chaleur

$$a^2 \frac{\partial^2 T(x, t)}{\partial x^2} - \frac{\partial T(x, t)}{\partial t} = 0$$

a^2 = diffusibilité thermique

ρ = masse volumique

$$a^2 = \frac{k}{c_p \rho}$$

c_p = chaleur spécifique

k = conductivité thermique

La conduction des tissus ne pouvant pas varier la modification des échanges thermiques en dehors du travail musculaire, se fait uniquement par une augmentation ou une diminution de la convection interne c'est à dire par une variation du flux sanguin qui représente également un flux de chaleur.

Il est bien connu qu'une vasodilatation superficielle qui s'accompagne d'une augmentation locale du débit sanguin, se traduit par une augmentation de la température des tissus irrigués, inversement une diminution du flux sanguin périphérique entraîne un refroidissement de la région touchée.

Il est clair qu'en l'absence de travail physique dans un environnement suffisamment confortable pour éviter le reflexe horripilateur (zone de température sous contrôle vasomoteur), la température d'une région déterminée est directement liée à la grandeur du flux sanguin qu'elle reçoit, c'est à dire à sa vascularisation.

Le cas de la peau n'est pas différent de celui des autres régions du corps, mais il s'y superpose un autre phénomène qui est lié à son rôle propre de radiateur thermique, c'est que la température de la peau s'adapte à l'environnement afin de réaliser une régulation thermique optimale. En fin de compte, la température cutanée est la résultante de deux actions : la vascularisation sous-jacente et l'environnement thermique.

I LOIS DU RAYONNEMENT THERMIQUE

Tout corps dont la température est différente du zéro absolu dissipe de l'énergie par un rayonnement électromagnétique.

La quantité d'énergie rayonnée dépend de la température, et le spectre du rayonnement dépend à la fois de la température et de la nature du corps.

L'émission totale d'une source est mesurée par sa puissance rayonnée, c'est-à-dire, par la quantité d'énergie émise par unité de temps dans tout l'espace environnant.

On appelle luminance énergétique L l'énergie émise par unité de temps dans la direction considérée, par unité d'angle solide et par unité de surface.

$$dW = L \cos i \, dS \, dw$$

dW = énergie

L = luminance énergétique (coefficient dépendant de la température et de la nature de la source)

i = angle de la direction considérée avec la normale à la surface émissive

dS = élément de surface

dw = élément d'angle solide.

Si la fraction d'énergie est transportée par des radiations de longueurs d'onde λ et $\lambda + \Delta\lambda$ on définit la luminance spectrale énergétique par

$$dW_\lambda = L_\lambda \cos i \, dS \, dw \, d\lambda$$

avec

$$L = \int_0^\infty L_\lambda \, d\lambda$$

FACTEUR D'ABSORPTION

Soit un corps qui reçoit de l'énergie rayonnante. Définissons un faisceau de rayons incidents en considérant tous les rayons qui arrivent sur un point compris dans un élément dS de la surface du corps et qui sont parallèles à une direction comprise à l'intérieur d'un cône d'angle solide dw dont la quantité d'énergie apportée par seconde est dW_λ pour les longueurs d'onde comprises entre λ et $\lambda + \Delta\lambda$. Cette énergie est diffusée, réfléchie, transmise par le corps mais la somme des énergies réfléchie diffusée, et transmise est inférieure à l'énergie incidente. Une partie ne se retrouve pas, c'est l'énergie absorbée par le corps.

$$\text{Le rapport} \quad a = \frac{dW'_\lambda}{dW}$$

de l'énergie absorbée à l'énergie incidente s'appelle facteur d'absorption du corps.

Un corps qui ne réfléchit, ne diffuse, ni ne transmet aucune fraction de l'énergie incidente est un corps noir. Son coefficient d'absorption est égal à l'unité.

Lorsqu'on étudie l'émission d'un corps, le terme facteur d'absorption est généralement remplacé par facteur d'émission qui lui est identique.

LOIS DE KIRCHHOFF :

On peut en donner l'énoncé suivant :

Si on considère la luminance spectrale énergétique ℓ_λ et le facteur d'absorption a_λ en un point de la surface d'un corps, pour une même direction et pour une même longueur d'onde, leur rapport est une constante indépendante de la nature du corps, du point choisi, et de la direction étudiée et ne dépendant que de la température du corps et de la longueur d'onde choisie.

Cette relation s'écrit :

$$\ell_{\lambda} = a_{\lambda} E_{\lambda}$$

E_{λ} = intensité spectrale énergétique

Dans le cas particulier d'un corps noir placé dans le vide pour une température et une longueur d'onde donnée, le coefficient d'absorption est égal à 1.

$$\ell_{\lambda} = E_{\lambda}$$

La luminance spectrale énergétique d'un corps noir placé dans le vide pour une température et une longueur d'onde données, est égale à l'intensité spécifique du rayonnement dans le vide pour cette température et cette longueur d'onde.

Comme l'intensité E_{λ} ne dépend pas de la direction, la luminance énergétique du corps noir est la même dans toutes les directions.



Considérons un élément dS à la surface du corps noir, calculons la puissance reçue par le petit élément de surface S' placée normalement à une direction faisant un angle i avec la normale à la surface émissive dS .

Pour les radiations comprises entre λ et $\lambda + d\lambda$ on a :

$$dW_{\lambda} = E_{\lambda} \cos i \, dS \, \frac{dS'}{r^2} \, d\lambda$$

Si r restant constante dS' se déplace, la puissance reçue varie proportionnellement à $\cos i$. Ce résultat s'exprime par la loi de LAMBERT:

La puissance rayonnée par unité de surface du corps noir dans un cône d'angle solide donné est proportionnel au cosinus de l'angle d'émission.

Ce résultat a une importance considérable dans le cas d'évaluation de température d'une surface courbe par mesure de la puissance émise.

EMISSION D'UN CORPS NON NOIR

Le coefficient E_λ représentant la luminance énergétique spectrale du corps noir, on peut énoncer la loi de KIRCHOFF.

$$\rho_\lambda = a_\lambda E_\lambda$$

La luminance énergétique spectrale d'un corps pour une température déterminée, une certaine longueur d'onde et une direction, est égale au produit de son facteur d'absorption dans les mêmes conditions physiques par la luminance spectrale énergétique du corps noir dans des conditions identiques.

LOI DE STEFAN

Elle a été déterminée expérimentalement par STEFAN en 1879, puis démontrée par BOLTZMANN en 1884 à partir des lois de la thermodynamique. Ultérieurement, la mécanique quantique en a fourni une interprétation.

La puissance totale rayonnée par un corps noir ne dépend que de la température. Elle varie proportionnellement à la quatrième puissance de cette dernière.

$$W = \sigma T^4$$

La quantification de l'énergie conduit à la valeur de σ de

$$\sigma = \frac{2 \pi^5}{15} \frac{k^4}{c^2 3}$$

où k = constante de Boltzmann
 c = vitesse de la lumière
 h = constante de Planck

REPARTITION SPECTRALE DE L'ENERGIE DU RAYONNEMENT DU CORPS NOIR

Nous avons vu que la luminance spectrale énergétique E_λ du corps noir et la densité spectrale du rayonnement en équilibre thermique dans une enceinte sont des grandeurs qui ne dépendent que de la température thermodynamique T et de la longueur d'onde λ .

Le problème fondamental de l'étude du rayonnement du corps noir est la détermination de cette fonction universelle.

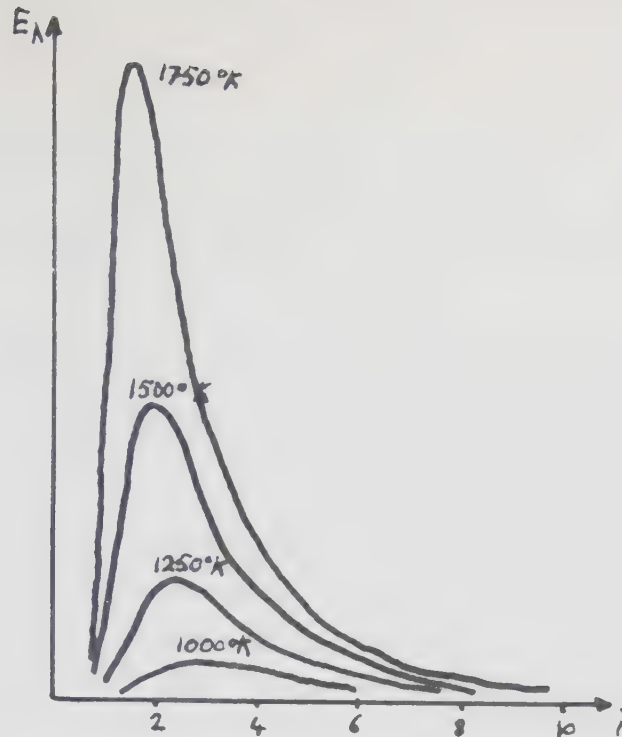
$$u_\lambda = u(T, \lambda)$$

Avant l'étude de PLANCK, WIEN avait pu déterminer certaines particularités de la fonction. En particulier, il a montré que la fonction se représentait sous l'aspect d'une courbe en cloche dont le maximum se déplaçait en fonction de la température.

LOI DU DEPLACEMENT DE WIEN

La fréquence du maximum de la courbe se déplace en fonction de la température d'après une loi linéaire $\frac{\lambda_m}{T} = \text{cte}$. En échelle plus habituelle des longueurs d'onde, le déplacement du maximum s'effectue suivant la loi classique

$$\lambda_m = k T^5$$



Forme de la fonction pour différentes températures

E N E R G I E M E S U R E E

Lorsqu'on mesure une énergie émise par un corps se trouvant dans un environnement déterminé, cette énergie a deux origines :

- d'une, par l'énergie émise par le corps et qui est fonction de sa température et de son coefficient d'absorption pour la longueur d'onde considérée.
- d'autre, une partie de l'énergie provenant de l'émission de l'environnement. Cette énergie correspond à de l'énergie réfléchie par le corps étudié. Elle représente une partie de l'énergie non absorbée par le corps.

L'énergie émise mesurée a donc pour valeur totale

$$a_\lambda E_\lambda + k_\lambda (1 - a_\lambda) E'_\lambda$$

où k_λ = fraction d'énergie réfléchie

E'_λ = Luminance spectrale énergétique de l'environnement

Dans ce cas, on parle de

Détection passive si $a_{\lambda} E_{\lambda} \gg k_{\lambda} (1 - a_{\lambda}) E'_{\lambda}$

Détection active si $a_{\lambda} E_{\lambda} \ll k_{\lambda} (1 - a_{\lambda}) E'_{\lambda}$

Pour pouvoir évaluer la température superficielle d'un corps il faut nécessairement, soit que la distribution soit passive, soit que l'émission active soit parfaitement connue.

Cette dernière condition étant illusoire, il faut se placer dans le cas où la détection est effectivement passive, c'est-à-dire dans le cas où le facteur d'absorption est le plus proche de 1 ou encore faire une mesure pour une longueur d'onde où le corps étudié se comporte le plus possible comme un corps noir.

Cette condition est la première à satisfaire pour la mesure de la température cutanée mais elle n'est pas la seule.

II LE COEFFICIENT D'ABSORPTION DE LA PEAU

I N T R O D U C T I O N

Comme nous l'avons vu pour un corps quelconque porté à une température différente du zéro absolu, l'énergie rayonnée par unité de surface et par unité d'angle solide dans une direction déterminée, ceci pour une température et une longueur d'onde déterminée est proportionnelle à celle du corps noir dans les mêmes conditions.

L'énergie ainsi définie est la luminance énergétique spectrale et nous avons pu écrire

$$L_{\lambda} = a_{\lambda} E_{\lambda}$$

avec a_{λ} = coefficient d'absorption.

Ce coefficient d'absorption est aussi dénommé coefficient d'émission ϵ lorsqu'on étudie un corps déterminé pour son émission.

Dans les conditions de température normalement étudiées 26 à 36°C, la peau ne se comporte pas comme un corps noir parfait et la mesure de sa température par mesure de sa luminance énergétique spectrale nécessite de connaître son facteur d'émission. La détermination précise du facteur d'émission de la peau se heurte à un grand nombre de problèmes dont tous ne sont pas encore résolus, mais les études de sa variation en fonction de la température, de la longueur d'onde, ont permis de mieux préciser les conditions dans lesquelles la mesure de la luminance restait physiquement valable.

VARIATION DU FACTEUR D'EMISSION CUTANEE AVEC λ

La difficulté de l'étude fait que peu de travaux ont été consacrés à ce problème. Les résultats les plus récents proviennent de travaux d'Elum... sur des échantillons de peau prélevés post mortem.

Pour des longueurs d'onde supérieures à 6μ la peau se comporte comme un corps noir. Par contre, pour des faibles longueurs d'onde correspondant au proche infrarouge, on peut penser que le facteur d'émission cutanée n'est pas stable.

Pour un détecteur infrarouge, le signal électrique obtenu est, essentiellement fonction de l'éclairement spectral de sa surface sensible et de sa sensibilité spectrale.

$$\frac{S}{B} \approx \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \epsilon_{\lambda} L_{\lambda T} D_{\lambda} d_{\lambda}$$

S = signal

B = bruit

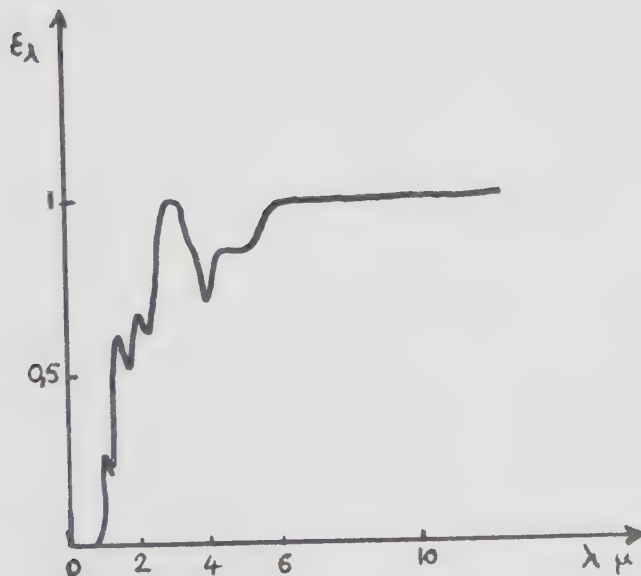
Φ = flux

s, b, Ψ = valeur efficace de S, B, Φ

D_{λ} = détectivité spécifique

A = surface du détecteur
 Δf = bande passante

$$D_{\lambda} = \frac{s}{b} \frac{1}{\Psi} (A \Delta f)^{\frac{1}{2}}$$



Variation du facteur d'émission cutanée avec la longueur d'onde.

L'étude de cette courbe indique que pour des longueurs d'onde inférieures à 6μ le facteur d'émission diffère considérablement de l'unité et en conséquence provoque des erreurs par défaut en particulier avec des détec-

VARIATION DU FACTEUR D'EMISSION CUTANEE AVEC LA TEMPERATURE

Afin de déterminer la grandeur des écarts de température qui peuvent avoir une influence thermographique λ , calculons la variation $\Delta \epsilon$ du facteur d'émission cutanée entraînant une variation ΔT de température.

Solent deux éléments émissifs dont les écarts de température et de valeur du facteur émissif sont respectivement ΔT et $\Delta \epsilon$.

L'énergie rayonnée par la surface vaut suivant la loi de STEFAN

$$W = \sigma \epsilon T^4$$

L'énergie émise par l'enceinte extérieure de température T_e et de facteur d'émission ϵ_e est $W = \sigma \epsilon_e T_e^4$.

La peau émet au total l'énergie rayonnée correspondant à sa propre température plus l'énergie rayonnée correspondant à la réflexion partielle de l'énergie émise par l'enceinte. Dans ces conditions, on obtient

$$R(\epsilon, T) = \sigma \epsilon T^4 + \sigma(1 - \epsilon)\epsilon_e T_e^4$$

$$\text{or } dR(\epsilon, T) = \frac{R(\epsilon, T)}{\epsilon} d\epsilon + \frac{R(\epsilon, T)}{T} dT$$

Ce qui conduit à l'expression :

$$dR(\epsilon, T) = \sigma (T^4 - \epsilon_e T_e^4) d\epsilon + 4 \epsilon T^3 dT$$

On pose que les expressions de R sont égales à facteur d'émission constant et température constante

$$\Delta T = \frac{1}{4} T \left[1 - \epsilon_e \left(\frac{T_e}{T} \right)^4 \right] \frac{\Delta \epsilon}{\epsilon}$$

Ce qui permet de calculer la variation ΔT correspondant à une variation donnée du rapport $\frac{\Delta \epsilon}{\epsilon}$ pour des valeurs de T_e et ϵ_e données.

L'influence des variations de $\frac{\Delta \epsilon}{\epsilon}$ sur ΔT est d'autant plus grande que T_e et ϵ sont plus petits.

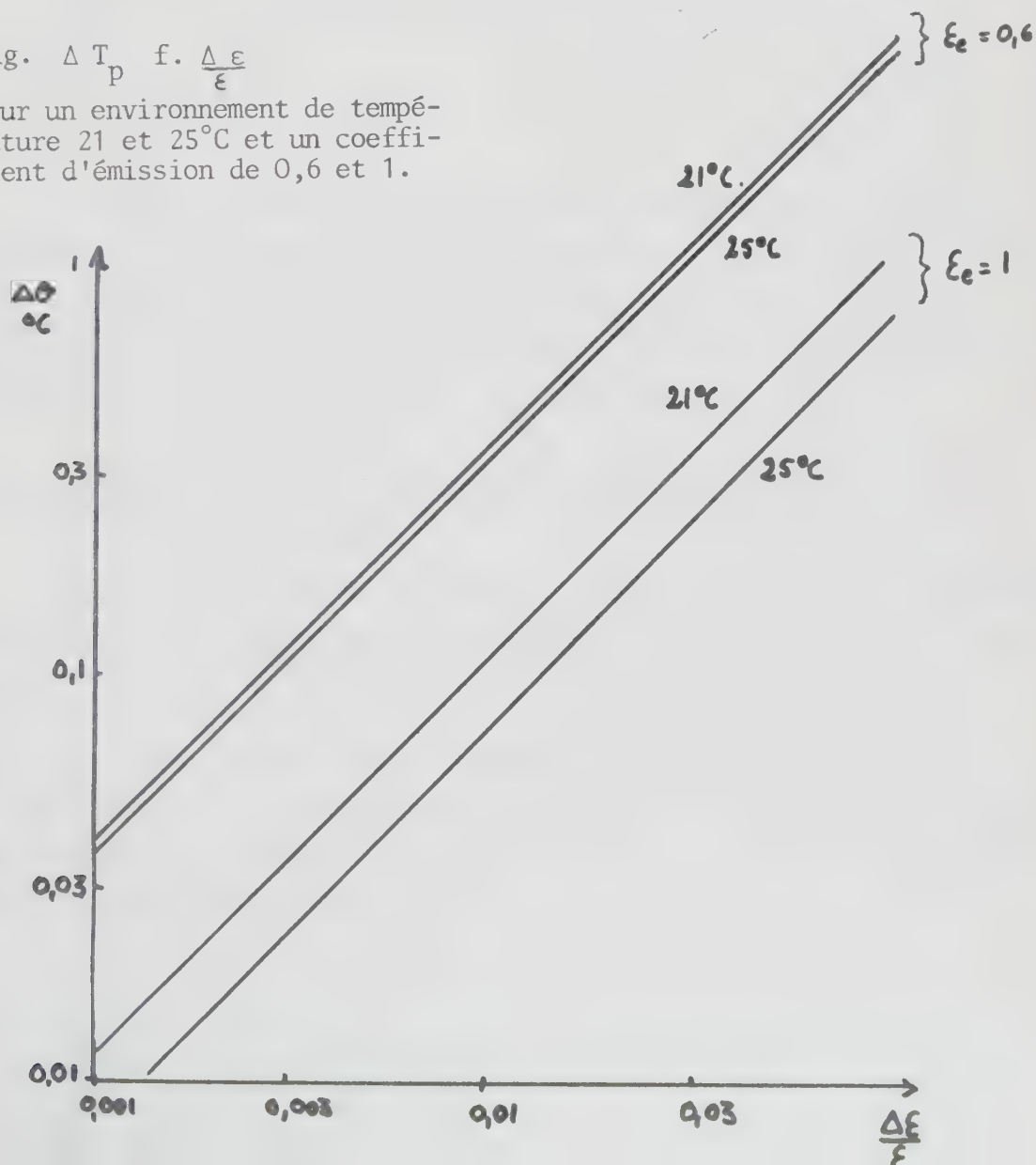
On voit que l'obligation d'avoir une température d'enceinte peu différente de celle de la peau n'est pas favorable à l'obtention d'un bon contraste.

En fait, on n'a pas tenu compte de l'influence du domaine spectral qui joue légèrement sur les résultats.

D'une manière générale, on peut dire qu'à la température moyenne de la peau $\approx 300^\circ\text{K}$, la variation effective du facteur d'émission équivalente à une résolution en température de 0.1°K est de l'ordre de 1% dans la mesure où l'environnement se comporte sensiblement comme un corps noir.

Fig. ΔT_p f. $\frac{\Delta \epsilon}{\epsilon}$

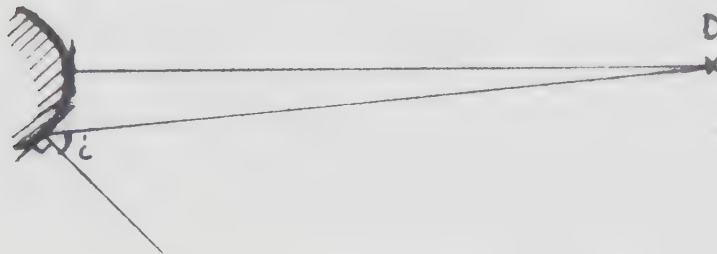
pour un environnement de température 21 et 25°C et un coefficient d'émission de 0,6 et 1.



VARIATION DU FACTEUR D'EMISSION CUTANEE AVEC LA DIRECTION

Nous avons vu que selon la loi de LAMBERT la luminance énergétique spectrale dépendait de l'angle fait par la normale à la surface étudiée avec la direction de mesure.

Dans ces conditions, en présence d'une surface courbe et faute de tenir compte de la courbure de cette surface, les résultats obtenus seront très fortement erronés.



Les thermographes opérant généralement avec un angle d'ouverture faible autour de la normale à la surface cutanée ne devraient pas être influencés par ce facteur, mais en fait lorsque la thermographie porte sur des parties du corps de courbure très importante comme les seins, des erreurs considérables peuvent s'introduire dans les mesures.

VARIATION DU FACTEUR D'EMISSION CUTANEE AVEC L'ETAT DU TEGUMENT

En l'absence d'études complètes de l'influence de l'état du tégument GAPPERT a publié un certain nombre de données sur les variations du facteur d'émission.

La région corporelle est un facteur de variation. Des écarts de l'ordre de 2% entre la face antérieure et la face postérieure de l'avant-bras ont été trouvés. De tels écarts peuvent correspondre à des variations de la température mesurée supérieures à 0,1°C.

La vascularisation joue également un rôle qui d'ailleurs est plus important que dans le cas précédent puisque des écarts de l'ordre de 4% ont pu être mis en évidence de part et d'autre d'un garrot placé sur l'avant-bras. Cette constatation pose d'ailleurs le problème de la transmission cutanée, ce facteur variant lui aussi avec la longueur d'onde. Ce résultat est très important du point de vue informatif car si le facteur de transmission est important, la température de la peau va être la résultante de sa température propre et de celle des tissus sous-jacents, laquelle est sous la dépendance directe de la vascularisation.

Il a d'autre part été mis en évidence le rôle des lésions cutanées qui modifient considérablement le facteur d'émission de surface. C'est ainsi que des zones ulcérées se présentent comme des zones froides en thermographie alors qu'une mesure de contact montre au contraire qu'il s'agit de zones hyperthermiques. Un tel résultat ne peut être interprété que par la modification du facteur d'émission au niveau de la lésion.

CHAPITRE II : METHODES DE MESURE DE LA TEMPERATURE CUTANEE

I N T R O D U C T I O N

Les moyens de mesurer la température cutanée peuvent, en l'état actuel de la technologie, être classés en deux grands groupes :

Les méthodes ponctuelles : Thermométrie.

Ce sont des thermomètres à contact dont le principe de fonctionnement peut être celui du thermomètre ordinaire, du thermocouple ou de la thermorésistance.

Ce type d'appareils ne permet que de faire des mesures par sondages de quelques points. Une mesure sur un grand nombre de points invalide la méthode par suite de la possibilité de variation de la température cutanée.

Les méthodes cartographiques : Thermographie.

Elles sont subdivisées elles-mêmes en deux :

Les caméras à infrarouge

Ces appareils fournissent une image recueillie sur film photographique ou sur écran cathodique de la luminance dans l'infrarouge de la superficie du corps étudié.

L'appareil peut être réalisé sur le principe d'une caméra photographique avec lentilles de focalisation (évaporographe) ou bien sur le principe d'une caméra de télévision avec un détecteur ponctuel et un balayage ici toujours optico-mécanique.

Les détecteurs de surface

Etendus au contact de la surface à examiner, ils visualisent les différences de température par des modifications de leurs propriétés physiques. Sur ces principes, la phosphorographie qui utilise la luminescence de cristaux de phosphore et la technique des cristaux liquides qui utilise la propriété de changement de couleur permettent d'obtenir directement une cartographie des températures. Nous n'évoquerons toutefois pas la phosphorographie qui n'est plus utilisée.

A LES METHODES PONCTUELLES : THERMOMETRIE.

THERMOCOUPLE

Principe du fonctionnement.

Lorsqu'une soudure métallique de deux métaux différents est placée dans un milieu à une température donnée T , elle est le siège de trois phénomènes :

$$\text{Effet Joule} \quad \frac{dQ_1}{dT} = R i^2$$

$$\text{Effet Peltier} \quad \frac{dQ_2}{dT} = V i$$

$$\text{Effet Thompson} \quad \left(\frac{dQ}{dT} \right) = h_A i dT$$

Lorsqu'on opère à très faible intensité l'effet Joule devient petit devant l'effet Peltier. Dans ce cas, le bilan des effets ne met en jeu que l'effet Thompson et l'effet Peltier.

Si on opère avec deux soudures, l'une étant maintenue à température constante (palier de fusion de la glace par exemple), on obtient une expression liant la force électromotrice développée à la température qui est de la forme

$$V = T \frac{dE}{dT}$$

E est une fonction du 2ème degré de la température.

L'emploi de thermocouples courants permet très facilement une mesure avec une précision de l'ordre de $0,05^\circ\text{C}$.

THERMORESISTANCE . Thermistance.

La résistivité des métaux est fonction de la température. En dehors de la région du zéro absolu où la résistivité tombe à une valeur très basse, elle croît d'une façon approximativement linéaire avec la température.

Ce phénomène s'interprète en théorie quantique par l'agitation croissante du réseau cristallin qui perturbe la propagation de la fonction d'onde et en provoque sa diffusion.

Dans le cas de semi-conducteurs, ce mécanisme existe aussi mais il n'est pas prépondérant. C'est au contraire l'augmentation du nombre des électrons occupant la bande de conduction ou le nombre de trous de la bande de valence qui sont responsables de la variation beaucoup plus rapide de la résistivité avec la température.

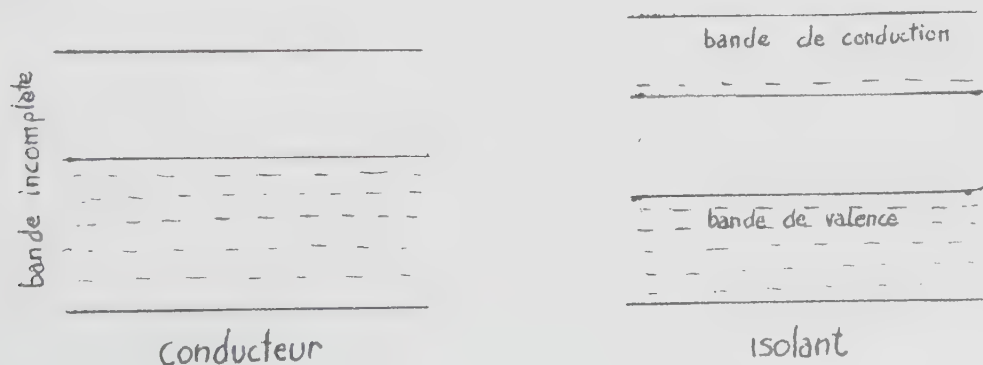
On sait que selon la théorie quantique, les électrons d'un matériau donné ne peuvent occuper que certains niveaux d'énergie déterminée. Pour chaque niveau, l'énergie peut varier continûment entre deux limites qui définissent la bande d'énergie. Ces bandes d'énergie permises sont séparées par des bandes d'énergie interdites qui ne peuvent pas être occupées par les électrons.

Les bandes d'énergie ne peuvent recevoir qu'un nombre fini d'électrons selon le principe d'exclusion de Pauli. Mais seules les bandes non saturées peuvent servir à la conduction des charges électriques.

Un corps qui présente toutes ses bandes d'énergie saturées est donc un isolant. Les conducteurs possèdent au contraire une bande incomplète, celle-ci est dénommée bande de conduction.

Au zéro absolu, les électrons se trouvent sur les niveaux fondamentaux (les plus bas) de chaque bande. Lorsque la température croît, la répartition des électrons se fait selon la statistique de FERMI DIRAC, de plus en plus vers les plus hauts niveaux de la bande.

On peut représenter tout matériau comme ayant pour ses bandes d'énergie les plus élevées une bande de valence (saturée) et une bande de conduction (non saturée).



Le conducteur a ses bandes contigues, par conséquent, le passage d'un électron de la bande de valence à la bande de conduction est très facile. Au contraire, avec un isolant, l'intervalle entre les deux bandes est grand et il faut une grande énergie pour que les électrons puissent grimper sur la bande de conduction. Il faudra donc une température très importante pour que quelques électrons puissent assurer une conduction qui reste très faible.

Avec les semi-conducteurs, l'intervalle d'énergie entre les deux bandes est très faible, inférieure à 1 ev. Un tel corps ne présente pas de différence fondamentale avec un isolant, il s'agit d'un semi-conducteur intrinsèque.

On obtient un résultat analogue en introduisant dans un matériau isolant des impuretés qui modifient les bandes de valence et de conduction.

Dans le cas d'un cristal de Germanium tétravalent, c'est à dire possédant quatre électrons dans sa bande de valence (saturée) si l'on ajoute des impuretés constituées par des atomes de valence plus faibles que celui-ci, ces atomes vont prendre la place d'un atome de Germanium, mais à cet endroit le nombre d'électrons va se trouver diminué. La bande de valence du cristal va se trouver insaturée et par conséquent devient une bande de conduction. Comme on a diminué le nombre d'électrons normal, on dit qu'on a réalisé des "trous" dans cette mer d'électrons et que la conduction se fait par ces trous positifs. Le semi-conducteur est dit de type P.

C'est avec un tel type de conducteur dont la conductivité croît très rapidement avec la température qu'on réalise des thermomètres à contact.

APPLICATION AUX THERMOMETRES A CONTACT

Les thermomètres à contact sont réalisés presque exclusivement par des thermistances à semi-conducteurs. Leur petite taille permet de réaliser une mesure sur une surface extrêmement réduite en perturbant peu la température de cette surface. Leur précision est très grande et atteint facilement $0,01^{\circ}\text{C}$. Toutefois, pour réaliser la carte thermique d'une surface, ils sont très mal adaptés:

La réalisation d'un quadrillage serré de la surface exige un très grand nombre de mesures avec un système de repérage topographique précis.

Le temps nécessaire pour la mesure de la température sur un grand nombre de points invalide la méthode dans le cas de la mesure de la température de la peau à cause de la trop grande rapidité des variations physiologiques de celles-ci.

Il n'empêche que les premiers travaux de thermographie médicale ont utilisé ce principe qui n'a pu évidemment conduire qu'à l'élaboration de cartes thermiques très grossières et peu utilisables.

Ces moyens de mesure sont maintenant abandonnés au profit des méthodes cartographiques.

I LA MESURE DU RAYONNEMENT EMIS : THERMOGRAPHIE INFRA-ROUGETypes de détecteurs utilisés

Il s'agit d'appareils permettant la mesure de la luminance énergétique de la peau dont ils fournissent une représentation plane soit sur film photographique, soit sur écran cathodique. Les méthodes utilisées pour arriver à ce résultat ont été fonctions des détecteurs de rayonnement infrarouge. Parmi ceux-ci, citons :

- les détecteurs non ponctuels dont un exemple d'application est la technique d'évaporographie,
- les détecteurs ponctuels. Deux types de détecteurs peuvent être distingués :

Les détecteurs se comportant comme des **bolomètres**, c'est-à-dire sensibles à toutes les longueurs d'ondes et mesurant la totalité de l'énergie émise.

Les détecteurs sensibles uniquement à une bande plus ou moins étroite de longueurs d'ondes.

Parmi ceux-ci, les semi-conducteurs de type Antimoniure d'Indium et plus récemment ceux de type Mercure germanium.

a) L'EVAPOROGRAPHIE BAIRD

Le principe en est la condensation d'huile à la surface d'une fine membrane, l'épaisseur de l'huile est fonction de la température et les différences d'épaisseur provoquent des franges d'interférences dont les ionisations correspondent à des différences d'énergie reçue, c'est-à-dire à des différences de température de la surface émissive.

Une fine membrane de nitrocellulose divise une cellule en deux compartiments. La cellule entière est située entre le système optique de focalisation et le système de visualisation. Un des compartiments est chauffé et quand l'huile est introduite dans ce compartiment, elle se condense sur une face de la fine membrane. L'image infrarouge de l'objet est focalisée sur l'autre face de la membrane qui est recouverte d'une fine pellicule d'or noir

dans le but d'augmenter son pouvoir d'absorption.

L'intensité de l'énergie radiante varie d'un point à un autre dans l'image. Plus la chaleur est grande, plus la couche d'huile située sur l'autre face s'évapore et la finesse de la couche d'huile varie en fonction de la température.

Quand le film d'huile est illuminé en lumière blanche polychromatique, les différences d'épaisseur du film d'huile provoquent la formation d'interférences qui forment une image colorée analogue à celle provoquée par l'étalement d'une goutte d'huile sur l'eau.

A partir des différences d'épaisseur du film d'huile les températures peuvent être évaluées en disposant d'une surface de température et de facteur d'absorption connus.

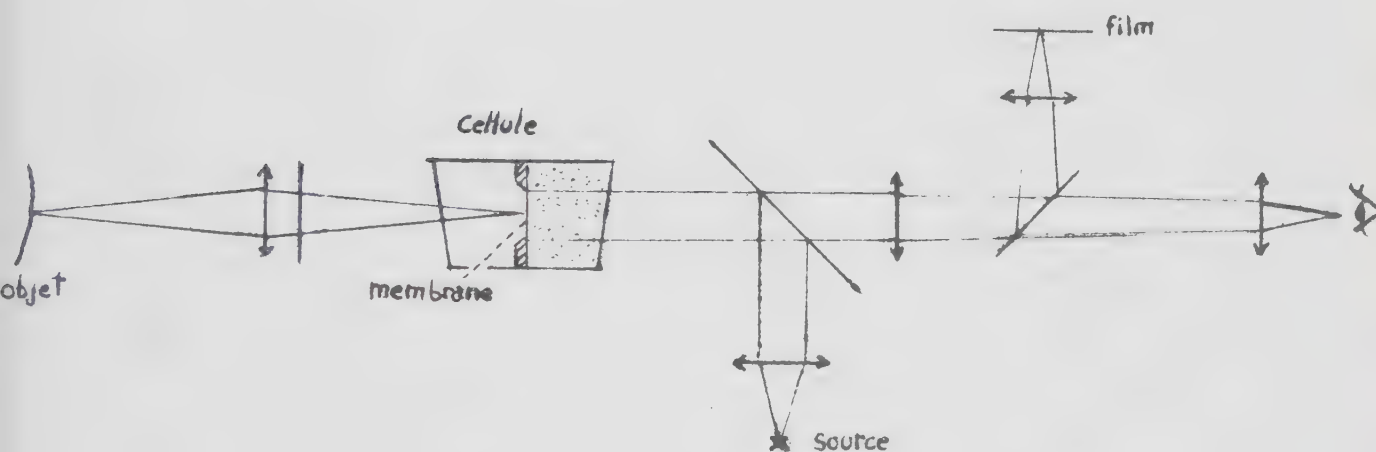


Schéma de l'appareil

- A l'aide d'un système optique approprié constitué par des miroirs, l'opérateur peut simultanément observer la formation de l'image et la photographier.

Les résultats sont intéressants car on obtient directement une représentation colorée des différences de températures, ce qui assure un meilleur contraste qu'avec une représentation noir et blanc et d'autre part, l'observation et la possibilité de photographier simultanément les images sont très importantes. Malheureusement, dans l'état actuel de la technique les discriminations de température ne sont pas meilleures que 1°C , ce qui ne présente aucun intérêt.

b) THERMOGRAPHIE BARNES

Elément sensible

Thermistor composé de Nickel Cobalt et oxyde de manganèse sous la forme d'une mince pellicule montée sur un saphir.

Le thermistor se comporte comme un bolomètre. La résistance varie en fonction de l'énergie radiante totale reçue. La variation est de l'ordre de 4% par degré C.

Le flux de rayonnement est régulièrement interrompu par un disque ce qui permet au thermistor de comparer le rayonnement provenant du sujet à celui du disque lui-même, assimilé à un corps noir - ceci permet de faire varier le courant passant par le détecteur. La variation de courant est alors amplifiée proportionnellement à l'intensité reçue.

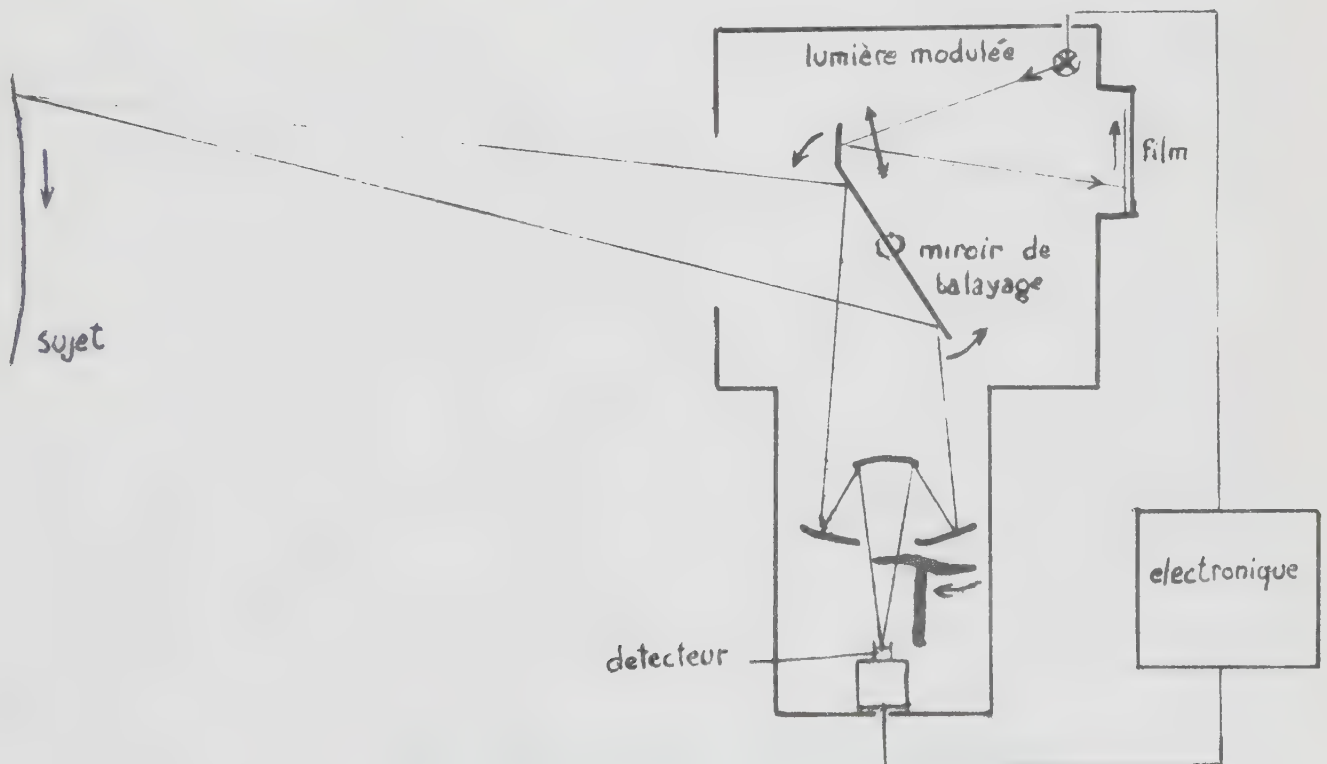


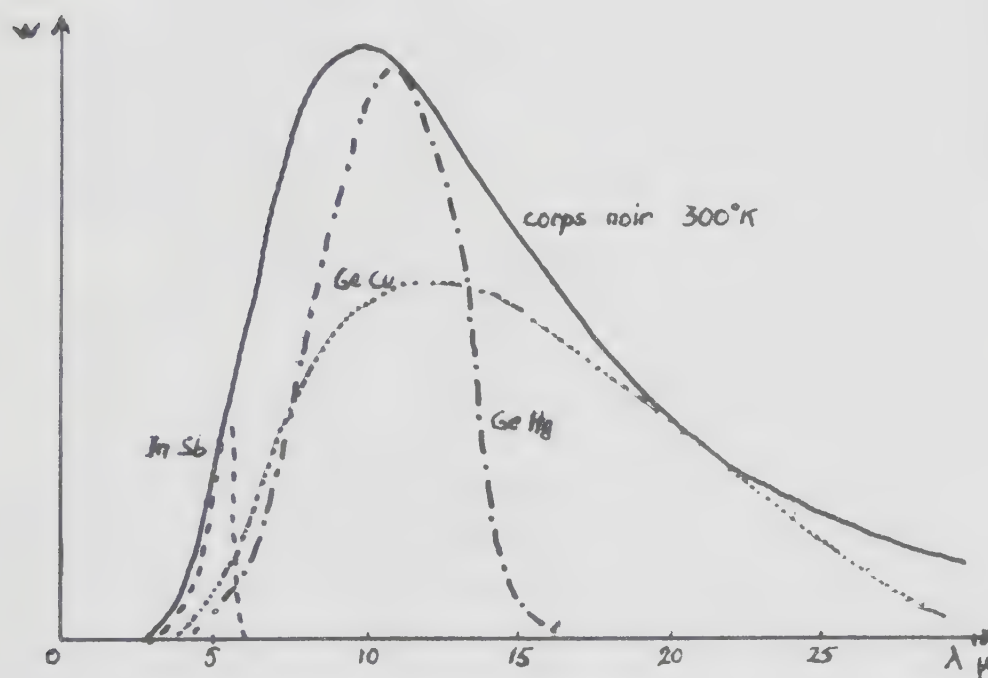
Schéma de l'appareil

c) CAMERAS A INFRAROUGE A DETECTEURS QUANTIQUES

Ce sont des appareils utilisant comme détecteur un semi-conducteur maintenu à très basse température pour en diminuer le bruit de fond.

BANDE DE FREQUENCE DE REPONSE DES DIVERS DETECTEURS

Elle conditionne la validité des résultats car pour un détecteur dont la zone de fonctionnement est de l'ordre de 5μ , la peau ne se comportant pas comme un corps noir tous les problèmes du facteur d'émission de la peau se retrouvent. D'autre part, il faut considérer les bandes d'absorption l'atmosphère afin de ne pas diminuer la valeur du rayonnement mesuré. D'autre part, le détecteur doit posséder sa meilleure sensibilité pour la longueur d'onde d'émission du maximum d'énergie autour de 300°K . Pour ces raisons, il faudrait préférer un détecteur dont la bande efficace soit centrée vers 9 à 10μ .



Réponse spectrale de différents détecteurs
par comparaison avec la courbe d'émission du corps noir.

L'examen des courbes montre que le détecteur le plus utilisé encore In Sb est loin de répondre à ce critère.

POUVOIR DE RESOLUTION EN TEMPERATURE

Le manque d'information au sujet des variations de température de la peau fait que les limites utiles de détection proposées par différents auteurs varient de 0,1 à 0,5°C. Il semble bien qu'on doive se fixer la limite inférieure qui, seule, permet de mesurer des variations fines de la température et de tracer des isothermes

D'une manière générale, on peut poser pour un détecteur que la limite de mesure se situe pour une variation ΔS du signal de même grandeur que le bruit :

$$\Delta S = B$$

$$S = \text{signal} \quad B = \text{bruit}$$

Le signal S provient du flux rayonné par la surface étudiée et à ΔS correspond une variation minimale ΔF de ce flux. Le pouvoir de résolution optimal du détecteur est obtenu lorsque le bruit provenant du détecteur est prépondérant et correspond à la transformation des fluctuations du flux total reçu.

On peut exprimer ceci par la relation

$$\Delta S = \frac{\sqrt{A \Delta f}}{D(T)} \cdot R(T)$$

D = détectivité spécifique

Δf = largeur de bande des fréquences amplifiées

$R(T)$ = réponse du détecteur.

Dans ces conditions, la variation ΔS du signal S a pour expression

$$\Delta S = G \left[\int_0^\infty r_{(\lambda)} \tau_{F(\lambda)} \left(\frac{dL}{d\lambda} \right)_T + \Delta T_m \, d\lambda - \int_0^\infty r_{(\lambda)} \tau_{F(\lambda)} \left(\frac{dL}{d\lambda} \right)_T \, d\lambda \right]$$

où G = étendue géométrique du faisceau

$r_{(\lambda)}$ = sensibilité spectrale du détecteur

$\tau_{F(\lambda)}$ = facteur de transmission.

Si on introduit la bande efficace telle que

$$\epsilon_{\lambda} = \epsilon_M \text{ avec } \lambda_1 < \lambda < \lambda_2$$

et $\epsilon_{\lambda} = 0$ pour les valeurs de λ extérieures à cet intervalle, on peut

naturellement confondre l'intégrale $\int_{\lambda_1}^{\lambda_2}$ avec l'intégrale indéfinie $\int_0^{\infty}$

Si d'autre part, on suppose z_F constant pour la bande efficace, on pourra écrire

$$\Delta S = G \epsilon_M z_F \left[\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \left(\frac{dL}{d\lambda} \right)_T + \Delta T_m d\lambda - \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \left(\frac{dL}{d\lambda} \right)_T d\lambda \right]$$

La quantité différence des intégrales est calculable, d'autre part, ΔT_m est très faible ce qui permet d'écrire plus simplement

$$\Delta S \approx \mu_M F (4 + J_{\lambda_1 \lambda_2}) \frac{\Delta T_m}{T} \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \left(\frac{dL}{d\lambda} \right)_T d\lambda$$

par introduction de la détectivité spécifique effective

$$\mathcal{D} = D_T \frac{\mu_{\lambda_0}}{R_T} \left(1 + \frac{J_{\lambda_1 \lambda_2}}{4} \right)$$

et en prenant $z_F = \underbrace{z_{F_1}}_{\text{extérieur}} + \underbrace{z_{F_2}}_{\text{intérieur}}$

on obtient

$$\Delta T_m = \frac{\sqrt{A \Delta f}}{G z_{F_2}} \frac{T}{4 z_{F_1} \mathcal{D} \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \left(\frac{dL}{d\lambda} \right)_T d\lambda}$$

La largeur de bande équivalente Δf peu être reliée à la largeur de bande des fréquences amplifiées $f_1 f_2$

$$\Delta f = k (f_1 - f_2) \approx k f_1 = k \frac{N}{2}$$

= produit du nombre de points par ligne par le nombre de lignes et par la fréquence des images $N = v \times l \times p$

Le pouvoir de résolution en température est donc le résultat d'un produit de deux termes.

- Un terme dépend de la température et du domaine spectral choisi.
- l'autre terme, le premier, dépend du détecteur. En particulier, on peut remarquer que l'écart minimal de température observable sera d'autant plus petit que le nombre de points "télévision" sera plus petit.

POUVOIR DE RESOLUTION SPATIALE

Lorsque le détecteur est choisi, le pouvoir de résolution spatial est lié au pouvoir de résolution en température, à la durée de la formation de l'image et à l'ouverture optique du système.

L'ouverture optique du système dépend de la grandeur de la tache d'observation acceptable sur l'image.

Dans les dispositifs de visualisation sur écran de télévision ne déposant pas de mémoire, la fréquence de récurrence doit être relativement élevée, même si l'on possède un écran rémanent. Elle est de l'ordre de 2 à 4 Hz. Cette fréquence de récurrence limite considérablement les possibilités de résolution spatiale du détecteur.

En effet, avec une fréquence de récurrence de 1 Hz, seuls 10^4 éléments peuvent être résolus par image, ce qui correspond à 10 μ s d'analyse par élément. Seuls les détecteurs quantiques électroniques dont les constantes de temps sont de l'ordre de la microseconde répondent à ces critères. Cette limitation conduit directement à la définition spatiale. 10^4 éléments résolus sur une surface de 500 x 500 mm, 250 000 mm² correspond donc à une résolution de l'ordre de 25 mm² au niveau du thorax, c'est à dire à un carré de 5 x 5 mm.

De telles résolutions sont celles obtenues par les dispositifs modernes de scintigraphie.

Par contre, si le champ exploré est réduit, la résolution devient d'autant meilleure 10 mm² pour un champ de 10 x 10 cm.

Avec un tel pouvoir de résolution, il n'est évidemment pas possible de mettre en évidence la finesse d'une vascularisation.

d) ANALYSE DES IMAGES FOURNIES PAR UNE CAMERA

Une caméra à infra-rouge qui possède un pouvoir de résolution en température de l'ordre de $0,1^{\circ}\text{C}$ est capable de déceler dans une scène naturelle un nombre très important de niveaux de température.

En ce qui concerne la peau, pour un écart entre les températures extrêmes de 10°C on obtient évidemment 100 échelons. Si le pouvoir de résolution est meilleur le nombre d'échelons perceptibles augmente d'autant.

Gamme de température	0 - 60°C	25 - 37°C
Antimoniure d'Indium In Sb	390	250
Germanium Mercure Ge Hg	2100	520

Nombre de niveaux de température décelables

Pour un tube cathodique, compte tenu de divers phénomènes au niveau de l'écran on admet que le minimum de contraste de luminance perceptible est de $1/10^{\text{ème}}$. Compte tenu du papillotement inévitable avec les caméras à infra-rouge, ce contraste est certainement plus grand. La gamme des luminances supportables par l'écran de télévision est relativement faible et il en résulte que le nombre théorique maximal d'échelons de luminances perceptibles est de 100. Pour une image infra-rouge, compte tenu de ce qui précède, il doit être considérablement plus petit.

L'écran de télévision est donc incapable de restituer tous les niveaux de températures séparés par une caméra à infra-rouge moderne. Cette perte d'information peut être évitée en restituant l'image par tranches de niveaux de température successifs. Si la scène analysée présente des températures extrêmes de 10°C , on pourra restituer les images sur écran sous forme de cinq images couvrant chacune un intervalle de température de 2°C . Cette pratique nécessite bien entendu un enregistrement magnétique des informations.

Une technique plus efficace est celle de la restitution de quelques niveaux de température. Ceci permet d'obtenir une image plus dépouillée qui ne représente plus qu'un certain nombre d'isothermes. L'ajustement des isothermes peut alors faire ressortir un très faible écart de température passé inaperçu sur une image complète. Ce mode de représentation isothermique peut avoir un contraste plus important si l'on photographie l'écran à travers des filtres colorés. A chaque isotherme correspond une couleur d'une manière analogue au procédé de scintigraphie en couleur utilisé en médecine nucléaire où la couleur code un niveau d'activité.

e) PROTOCOLE D'EXAMEN THERMOGRAPHIQUE AVEC UNE CAMERA A INFRA-ROUGE

L'examen doit être effectué dans une pièce parfaitement thermostatée, sans source de chaleur, à l'abri du rayonnement solaire. Le médecin ou le technicien qui procède à l'examen doit avoir équilibré sa température avec celle du local. L'intrusion de toute personne provenant de l'extérieur est formellement proscrite sous peine d'un déséquilibre thermique de l'ensemble. La température ambiante est maintenue à environ 20°C. Le sujet à examiner est dévêtu au moins sur la moitié du corps contenant la région à étudier et reste une dizaine de minutes dans une pièce voisine à même température, afin que le refroidissement soit suffisant pour stabiliser sa température cutanée. Certains auteurs ont préconisé des aspersions d'alcool afin de diminuer ce temps de refroidissement.

L'examen se fait ensuite en position couchée ou assise, le sujet étant placé à 1 ou 2 mètres de la caméra.

Les images sont enregistrées si possible sur magnétoscope.

Quelques auteurs complètent la thermographie par la prise de température des endroits les plus caractéristiques par des thermomètres à contact, ce qui permet d'étalonner les isothermes en température réelle.

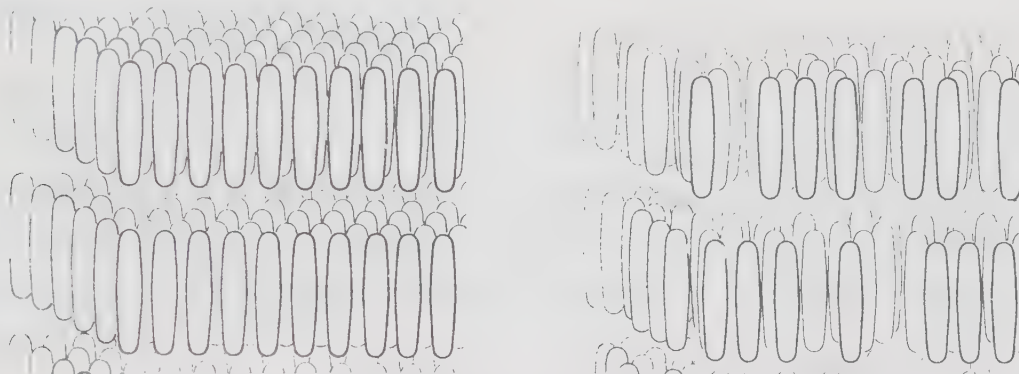
Ce mode d'enregistrement est particulièrement souhaitable lorsqu'on veut faire des études dynamiques, sinon l'opérateur doit réaliser au cours de l'examen le traitement des images électroniques de manière à photographier les aspects les plus typiques. Ce dernier mode de travail conduit à une durée d'examen qui peut être très longue.

II MESURE DIRECTE DE LA TEMPERATURE : CRISTAUX LIQUIDES

Les cristaux liquides sont suivant le système de G. FRIEDEL divisés en trois classes : les cristaux smectiques, les cristaux nématiques, les cristaux cholestériques.

a) Les cristaux smectiques

Les molécules de forme allongée sont rangées côte à côte dans les séries de couches.



Dans certains cristaux smectiques, la distribution des molécules dans chaque couche est régulière, reproduisant un motif à deux dimensions à la façon de l'arrangement d'un réseau cristallin.

Dans d'autres types de cristaux smectiques, la répartition des molécules au niveau de chaque couche se fait au hasard.

Dans les deux types de cristaux, toutefois la direction des grands axes de toutes les molécules d'une même couche est la même et reste perpendiculaire au plan de la couche dont l'épaisseur correspond à la longueur d'une molécule.

A la différence de l'état cristallin solide, l'état liquide représente une certaine flexibilité de la configuration. Les couches de molécules sont immuables, mais les molécules elles-mêmes peuvent passer d'une couche à une autre si on leur fournit de l'énergie. Une simple élévation de température permet ce type d'échange.

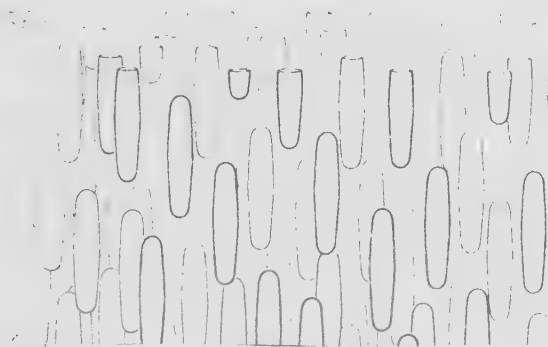
Dans quelques cas, la structure cristalline à l'intérieur d'une couche peut

être rompue. La partie de la couche devient indépendante et se comporte comme une sorte de fluide à deux dimensions.

La répartition régulièrement ordonnée des molécules confère aux cristaux smectiques des propriétés optiques analogues à celles d'un cristal solide. Le cristal liquide est anisotrope vis-à-vis du rayonnement électro-magnétique. En d'autres termes, la vitesse de propagation de la lumière dans la direction des grands axes des molécules est plus grande que pour les autres directions. Un tel cristal est appelé optiquement positif.

b) Les cristaux nématiques

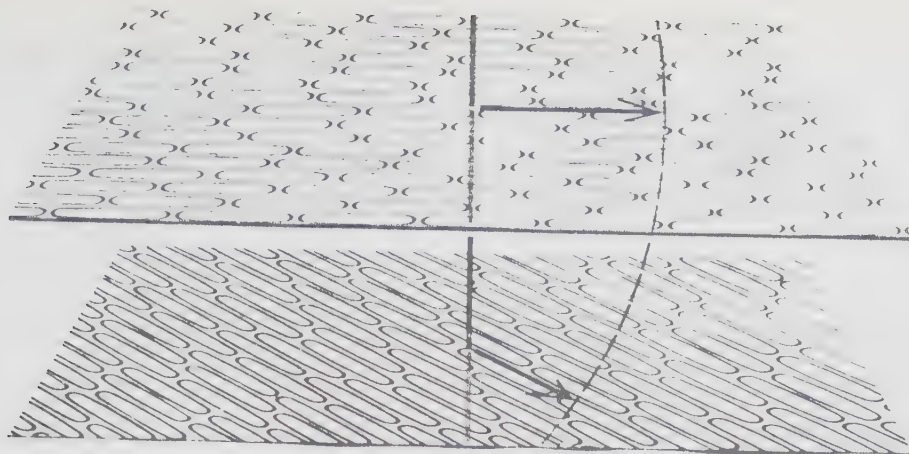
Les cristaux nématiques sont moins ordonnés que les cristaux smectiques. La configuration par couches n'existe plus. Les molécules sont alors rangées par groupes où elles forment des amas dans lesquels elles sont toutes orientées dans la même direction. Cependant, la structuration du liquide n'est réalisée que localement et cet ordonnancement parallèle ne représente jamais la totalité du liquide.



L'orientation des molécules d'un cristal nématique peut être influencée par un champ magnétique. L'existence de ces amas isolés semble avoir été mise en doute. Toutefois, l'orientation de toutes ces molécules ou d'une partie leur confère encore une anisotropie avec une fluidité supérieure à celle des cristaux smectiques.

c) Les cristaux cholestériques

Par de nombreux points, les propriétés des cristaux de cholestérol s'apparentent aux cristaux smectiques. Comme dans les cristaux smectiques, les cristaux de cholestérol sont répartis en couches. Toutefois, à l'intérieur de chaque couche la répartition des molécules s'apparente davantage à celle des cristaux nématiques qu'à celle des cristaux smectiques.



Les couches formées par les molécules de cholestérol sont très fines car à la différence des cristaux smectiques, les directions des grands axes des molécules de cholestérol restent parallèles entre elles, mais aussi parallèles au plan de la couche. D'autre part, les molécules sont essentiellement planes, seule la chaîne terminale projette ses groupements méthyle à l'extérieur de la couche. Cette configuration particulière fait que d'une couche à l'autre, la direction des molécules se trouve légèrement déplacée. On note d'une couche à la précédente une rotation de $15'$ de la direction des grands axes des molécules.

Cette architecture moléculaire unique des cristaux de cholestérol engendre des propriétés optiques très particulières.

Si de la lumière polarisée linéairement est transmise perpendiculairement aux couches des molécules, la direction du vecteur électrique subit une rotation vers la gauche au cours du chemin hélicoïdal qu'il parcourt. Le plan de polarisation et la direction de propagation peuvent être aussi déviés vers la gauche. L'angle de déviation est proportionnel à l'épaisseur du matériau traversé.

Certains types de cristaux solides qui se comportent d'une manière analogue, sont nommés pour cette raison optiquement actifs. Certains quartz, par exemple, engendrent une rotation atteignant 20° par millimètre. Ils sont considérés comme très actifs. Par comparaison, les cristaux de cholestérol provoquent des rotations atteignant 18.000° par millimètre. Ils constituent les substances les plus actives que l'on connaisse.

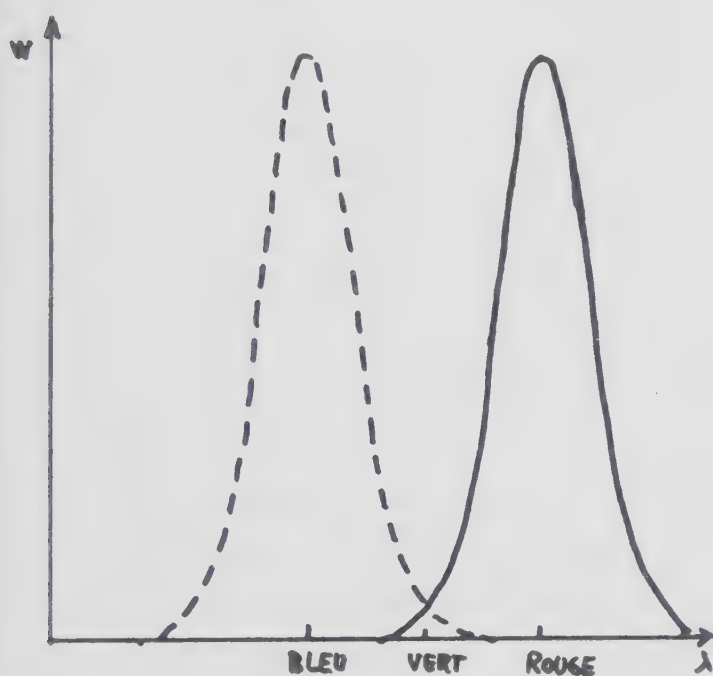
Une autre propriété est constituée par le dichroïsme circulaire quand de la lumière blanche traverse les cristaux liquides de cholestérol, la lumière se

sépare en deux composants, l'une dont le vecteur électrique tourne à droite, l'autre à gauche. Selon le type de matériel l'un est transmis, l'autre réfléchi. C'est cette propriété qui donne au cholestérol sa couleur irisée.

La combinaison des couleurs dépend du matériau, de la température et de l'angle de la lumière incidente.

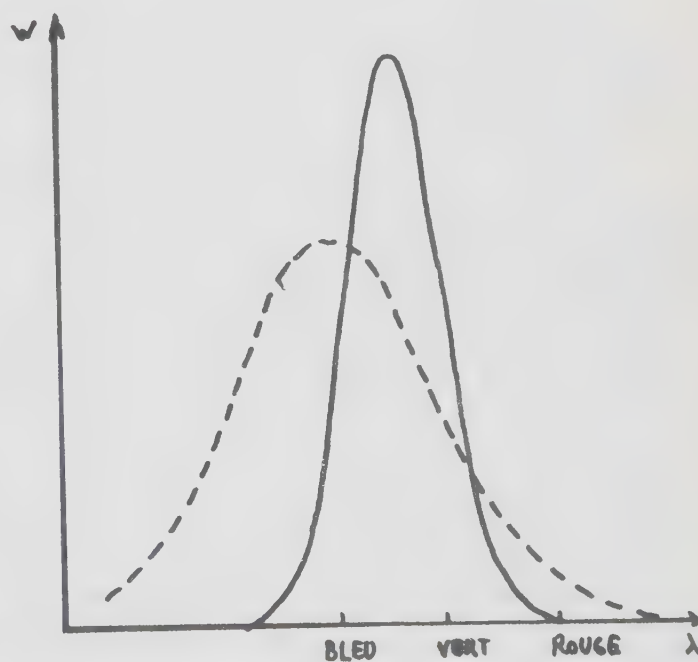
A l'inverse des cristaux smectiques et nématiques, les cristaux de cholestérol sont optiquement inactifs, c'est à dire que le maximum de la vitesse de la lumière a lieu pour une direction parallèle aux couches et non perpendiculaire.

La structure moléculaire des cristaux liquides de cholestérol est maintenue par un délicat équilibre qui peut être rompu très facilement. Une petite perturbation capable d'interférer avec les très faibles forces de liaison intermoléculaires peut produire des modifications importantes dans les propriétés optiques de ces structures. La transformation la plus marquante est le changement de couleur en fonction de la température. La plupart des substances cholestéroliques qui sont colorées passent par une série de couleurs brillantes lorsqu'elles sont chauffées.



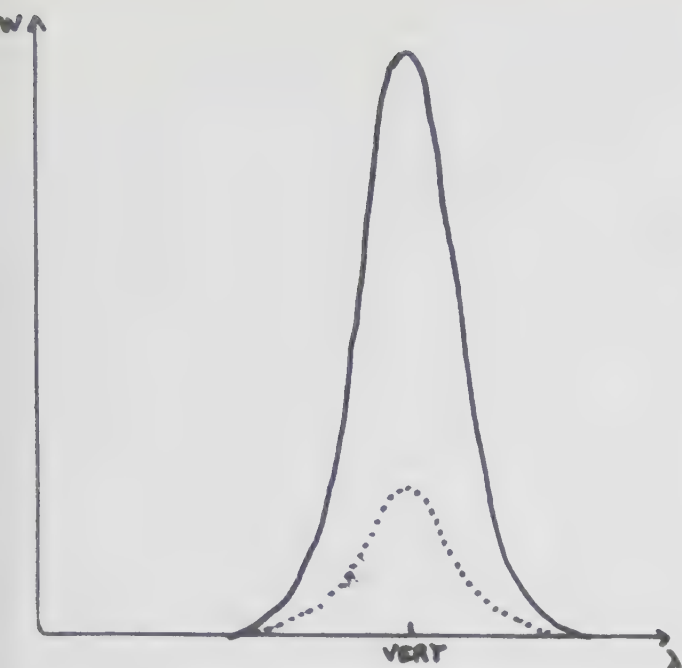
Variation de la couleur avec la température

- non chauffé chauffé

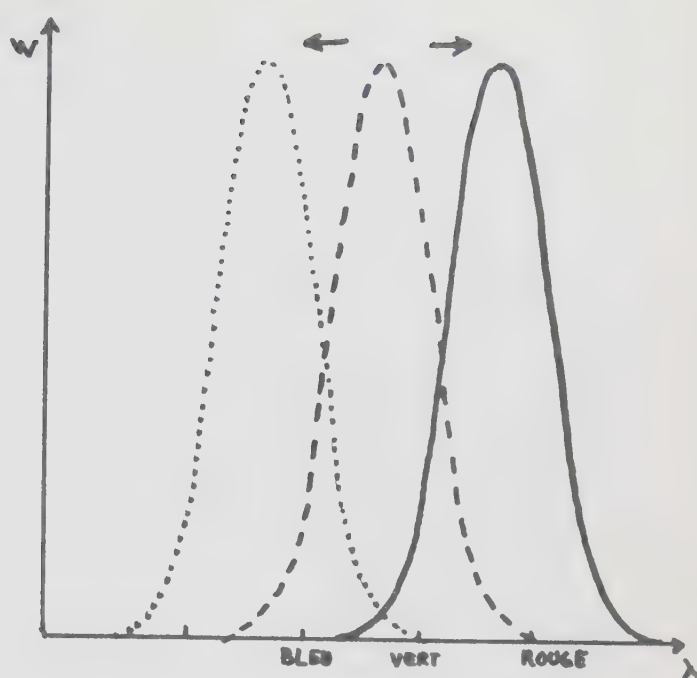


Variation de la couleur avec un choc mécanique

- normal après un choc



Variation avec le traitement antérieur
- avant chauffage ... après chauffage
et refroidissement



Variation avec l'environnement
chimique

Pour un type de cristaux liquides donné, on peut assister à une variation de couleurs selon la gamme :

violet bleu vert jaune rouge incolore

tous les cristaux de cholestérol ne répondent pas de la même manière aux variations de température : certains ne voient leurs couleurs passer uniquement que du rouge au vert, d'autres du rouge au vert et au noir, d'autres du noir au bleu, d'autres initialement colorés ne présentent qu'une gamme réduite de variation.

Cependant, pour chacun de ces matériaux si divers pour une température déterminée, la couleur est toujours identique. De même, les changements de couleurs ont lieu pour des températures rigoureusement fixes. Ces propriétés précieuses permettent de réaliser un véritable thermomètre coloré d'autant qu'en mélangeant diverses espèces chimiques, on peut réaliser une gamme de couleurs parfaitement choisie dans un intervalle de températures déterminé à l'avance.

Mélange	Couleur d'origine	Solvant	Couleur terminale
Chlorure de cholestérol 15 Nonanoate 80 Oléate 5	rouge	Benzine Chloroforme Ether de pétrole	Bleu Bleu Bleu
Chlorure de cholestérol 20 Nonanoate 80	vert	Benzine Chloroforme Ether de pétrole	bleu rouge bleu
Chlorure de cholestérol 25 Nonanoate 75	jaune vert	Benzine Chloroforme Ether de pétrole	rouge foncé rouge bleu

(d'après FERGASON)

Variation des gammes de couleur en fonction
du mélange et du solvant

MODE D'UTILISATION DES CRISTAUX LIQUIDES

Dès les premières applications industrielles FERGASON indique qu'il se sert de cristaux ayant pour support des films ou des bandes flexibles qui sont placées au contact de la surface dont on mesure la température. Cette pratique n'a pas été étendue à la médecine et jusqu'à ces dernières années, il était nécessaire de réaliser un film pour chaque étude.

Technique des badigeons cutanés :

Le type de protocole utilisé est le suivant :

- 1 Dégraissage de la peau
- 2 Application de la couche de pansement liquide
- 3 Après obtention d'une pellicule adhésive sèche, peinture d'un fond noir
- 4 Le fond noir obtenu permet l'application de la couche de cristaux liquides qui doit être d'une épaisseur aussi régulière que possible.

On conçoit la longueur d'une telle série d'opérations. De plus, l'épaisseur non uniforme des supports et leur transmission latérale de la chaleur provoquaient

un brouillage de l'image par diffusion et le manque de régularité de l'épaisseur de la couche de cristaux liquides pouvait modifier légèrement la correspondance entre la couleur et la température d'une région à l'autre.

Ces inconvénients ont orienté Monsieur le Professeur TRICOIRE vers une solution analogue aux premiers travaux de FERGASON, c'est à dire la réalisation de supports souples aisément manipulables.

THERMOGRAPHIE EN PLAQUE

L'apparition de cristaux liquides stabilisés permet après conditionnement hermétique de ceux-ci, de leur assurer une durée de vie d'un an ce qui est tout à fait remarquable.

Les cristaux liquides employés sont à gamme courte de l'ordre de 5°C , cette condition est nécessaire pour permettre d'obtenir un contraste coloré perceptible avec des différences de température de $0,2^{\circ}\text{C}$. L'étroitesse de la bande de température implique de disposer de plusieurs préparations de cristaux possédant des gammes de couleurs diversement échelonnées selon la température. Pour l'examen, on choisit la gamme en fonction de la température moyenne de la région étudiée.

Les solutions de cristaux liquides sont donc contenues dans un support plastique mince qui est tendu par un cadre de bois. La face destinée à l'application de même que la face destinée à l'observation sont noires.

La région à examiner est comprimée par le film souple qui se déforme lui aussi. Lorsque la région présente des courbures trop fortes, des films sans cadre sont utilisés.

Le problème de la diffusion latérale du support semble avoir été résolu par l'emploi de matériaux anisotropes qui assurent une bonne transmission de la chaleur vers la profondeur et se présentent comme relativement isolants pour la transmission latérale.

PROTOCOLE D'EXAMEN EN THERMOGRAPHIE EN PLAQUES

Le sujet n'a pas besoin d'équilibrer sa température avec le milieu ambiant. Par conséquent, seule la région à examiner est dénudée, la plaque est placée en contact avec la peau en réalisant une légère compression qui garantit la réalité du contact peau plaque.

L'image colorée apparue est immédiatement photographiée. La même opération est exécutée pour le côté symétrique sain qui sert de référence.

Si la plaque fournit une gamme de colorations trop faible, c'est que sa gamme de températures n'est pas adaptée aux températures de la région à explorer. Dans ce cas, on change tout simplement de plaque, ce qui représente une manipulation très simple et très rapide.

Si on désire effectuer une étude dynamique des températures, dans le cas de l'étude de l'action d'une drogue, une plaque autocollante est placée sur la région étudiée et l'image est photographiée à des intervalles de temps réguliers.

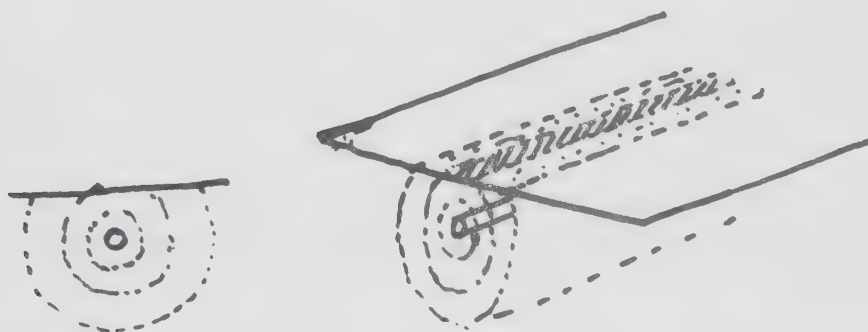
A LES IMAGES THERMOGRAPHIQUES

I Origine des images

Les vaisseaux constituent un réseau hyperthermique dont la chaleur est transmise aux tissus environnants. Les tissus de même nature constituent un milieu approximativement isotrope pour la propagation de la chaleur. Il en résulte que les isothermes dans les tissus représentent des aires qui sont réparties concentriquement autour des vaisseaux.



Lorsque les vaisseaux sont suffisamment proches de la peau, celle-ci réalise une section de ces surfaces isothermiques dont les traces apparaissent à sa surface.



En regard des vaisseaux les plus superficiels, va donc se projeter sur la peau une ligne plus chaude qui sera d'autant plus nette que la différence des températures entre le vaisseau et les tissus environnants sera plus grande et que le vaisseau sera plus près de la surface cutanée.

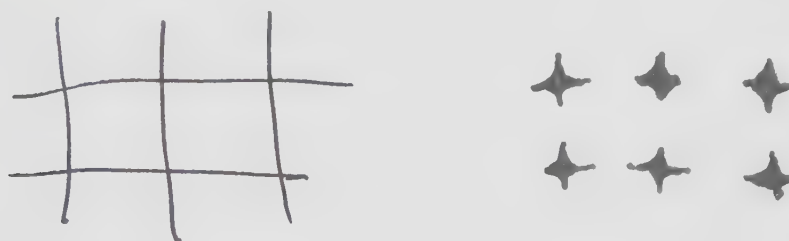
Si le vaisseau est situé très profondément sa présence ne se traduira au niveau de la peau que par une large zone de température à peine plus élevée que celle des zones situées non en regard du vaisseau.

La mise en évidence des vaisseaux superficiels dépend donc de deux facteurs, comme nous l'avons déjà vu : la résolution spatiale et la résolution en température.

Le dernier facteur ne pose pas de problèmes avec les détecteurs quantiques actuels ou les cristaux liquides lorsque ceux-ci ont une gamme de réponse très étroite.

Par contre, le premier facteur reste le principal facteur limitant la qualité de l'image avec une caméra à infra-rouge. En effet considérons l'image que fournit un détecteur dans le cas d'une mire faite de fils croisés réalisant un réseau.

Si le réseau est très fin, l'effet de la mauvaise définition va faire disparaître les parties rectilignes et renforcer les points de croisement.



L'aspect obtenu sera un aspect en étoile, c'est d'ailleurs celui observé même en thermographie en plaques pour une vascularisation extrêmement fine.

Lorsque le réseau est constitué par des fils plus larges, le manque de résolution se traduit par une image "empâtée" où toutefois le réseau reste visible.



Si toutefois, la résolution est encore moins bonne, l'aspect final est celui de taches alternativement claires et sombres sans que l'identification du

réseau soit possible.



Au niveau du sein, il existe un réseau veineux superficiel très important. Ce réseau est bien visible sur une thermographie en plaques qui permet d'atteindre même l'image très fine de néovascularisation d'une tumeur maligne. Par contre, en thermographie en infra-rouge, les aspects en mailles de filet ne sont vus que dans les cas les plus favorables, plus fréquemment les images obtenues ne montrent que des taches irrégulières dont l'interprétation est impossible.

II L'image normale en thermographie

Compte tenu de l'instabilité de la température cutanée, il n'existe pas pour une région déterminée d'image normale, mais on doit parler d'une gamme d'aspects normaux. Ces aspects normaux sont souvent très différents entre eux et doivent être bien connus pour permettre une interprétation correcte de l'image.

De nombreux facteurs physiologiques modifient la répartition des températures cutanées, parmi ceux-ci on peut citer : l'âge, la qualité des tissus superficiels, l'épaisseur et la nature des tissus sous-jacents, la morphologie générale de la région étudiée. D'autres facteurs sont en relation avec les conditions extérieures : la température ambiante, durée d'adaptation ; ou avec des conditions physiologiques : digestion, vasomotricité... sans oublier l'influence des systèmes de détection. De ce fait, l'interprétation d'une image thermographie peut être extrêmement difficiles. Pourtant, un certain nombre de règles permettent d'éviter des erreurs.

L'examen thermographique doit être réalisé avant toute manipulation locale clinique, radiologique, et l'effet des drogues, soit en application locale ou par voie générale, doit être soigneusement évité. On doit toujours comparer

la région étudiée avec la région symétrique considérée comme saine, mais il faut toujours se souvenir qu'il n'existe jamais une symétrie absolue de répartition thermique et que deux régions symétriques saines peuvent présenter des aspects normaux très différents.

III Répartition des zones chaudes et des zones froides

Dans le cas de thermographie en infra-rouge, on devrait parler de zones hyperrayonnantes et de zones hyporayonnantes selon la terminologie proposée par GROS.

Les zones hyperrayonnantes peuvent être considérées comme des zones chaudes, c'est à dire des régions hyperthermiques, par contre, les zones hyporayonnantes ne peuvent directement être assimilées à des zones froides par suite de l'intervention du facteur d'émission cutané et des courbures éventuelles des surfaces.

On peut envisager les divers mécanismes déterminant les zones chaudes ou froides physiologiques.

Pour les zones chaudes

- Hypervascularisation (lèvres)
- Diminution de la perte de chaleur par convection des creux anatomiques (orbites...)
- Absorption de rayonnement par des faces cutanées en regard (espaces interdigitaux, aisselles ...)

Pour les zones froides

- relief réalisant une grande surface (oreilles..)
- vascularisation faible (graisse os)
- transparence au rayonnement infra-rouge (yeux)
- refroidissement des membres aux extrémités.

Par contre, des zones nullement froides sont hyperrayonnantes et donnent des images infra-rouge ne correspondant pas à leur température réelle. Ceci se produit en particulier pour :

- une direction d'émission loin de la normale par rapport au détecteur (faces latérales du nez, thorax)
- un facteur d'émission modifié (pilosité, lésion cutanée).

Les nombreuses études thermographiques ont permis un relevé des zones hyper-rayonnantes et hyporayonnantes.

Aspects thermographiques des régions corporelles

Régions anatomiques	Zones "chaudes" hyperrayonnantes	Zones "froides" hyporayonnantes
Tête (face, profils)	Orbites Lèvres Conques Régions fronto-temporales	Nez Menton Pavillons Cheveux, sourcils, cils, moustaches, barbe Yeux
Cou (face)	Creux sus-sternal Creux sus-claviculaires	Clavicules Larynx Muscles sterno-cléido- mastoïdiens
Thorax (face antérieure) Masculin	Régions axillaires (bras en abduction)	Pilosité thoracique
Féminin	Régions axillaires Plis sous-mammaires	Seins et mamelons
Abdomen	Ombilic Creux inguinaux	Crêtes iliaques Pilosité pubienne
Dos		Région des omoplates
Région lombo-fessière	Ensellure lombaire Pli fessier	Crêtes iliaques Fesses
Membres inférieurs	Pli intercrural Creux poplités Chevilles	Face antérieure des genoux Malléoles Orteils
Membres supérieurs	Plis axillaires Eminences thénar et hypo- thénar Pouces Commissures inter-digitales Pulpe des doigts	Bord supérieur et exter- ne des épaules Face postérieure des coudes Tendons sur le dos des mains

(d'après GROS)

B LA THERMOGRAPHIE DANS LES AFFECTIONS DU SEIN

I LES IMAGES THERMOGRAPHIQUES DU SEIN NORMAL

Vascularisation

Artères

La partie interne est irriguée par les branches perforantes de la mammaire interne qui traversent les six premiers espaces intercostaux. L'artère principale est l'artère perforante du 2ème espace.

Les parties externes et internes sont irriguées par la mammaire externe, la scapulaire inférieure, l'acromio-thoracique, la thoracique supérieure et des branches de l'axillaire, la plus importante étant l'artère principale externe.

La plupart des artères abordent la glande par sa face superficielle.

Veines

La glande est drainée par un réseau veineux superficiel visible surtout pendant la grossesse et la lactation. Autour de l'aréole se reconnaît parfois un cercle anastomotique dit Cercle de Haller. Le réseau superficiel se déverse dans les veines superficielles des régions voisines.

Aspect thermographique

La limite d'insertion du sein sur la paroi thoracique est plus chaude que le reste de la glande et apparaît nettement.

Par rapport à cette limite, la paroi thoracique est moins chaude tandis que l'aréole est plus chaude et autour d'elle, la vascularisation apparaît parfois; le mamelon est par contre froid.

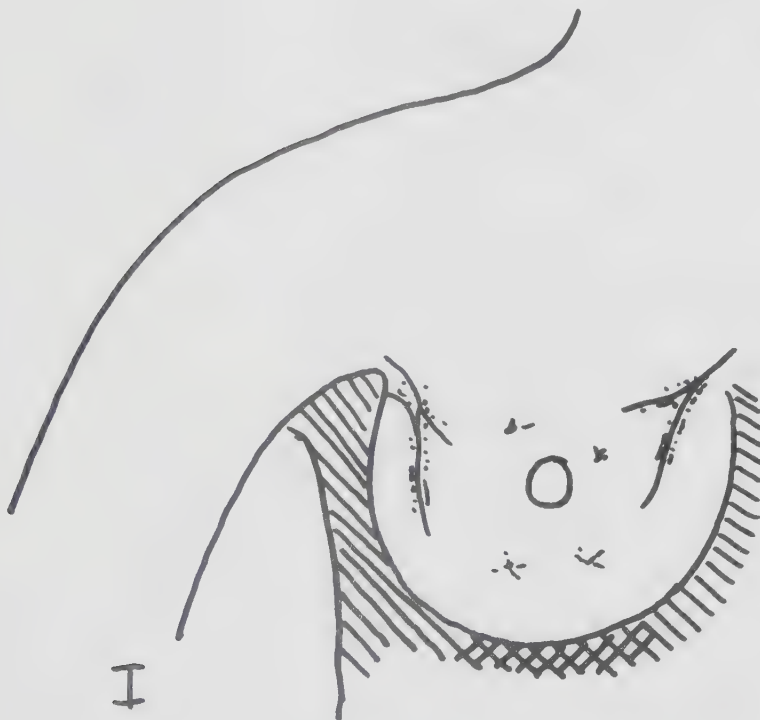
Les pédicules vasculaires qui sont très superficiels apparaissent nettement. Le pédicule le plus important est l'externe qui prolonge la chaleur due aux vaisseaux du creux axillaire.

Le pédicule interne peut être très large.

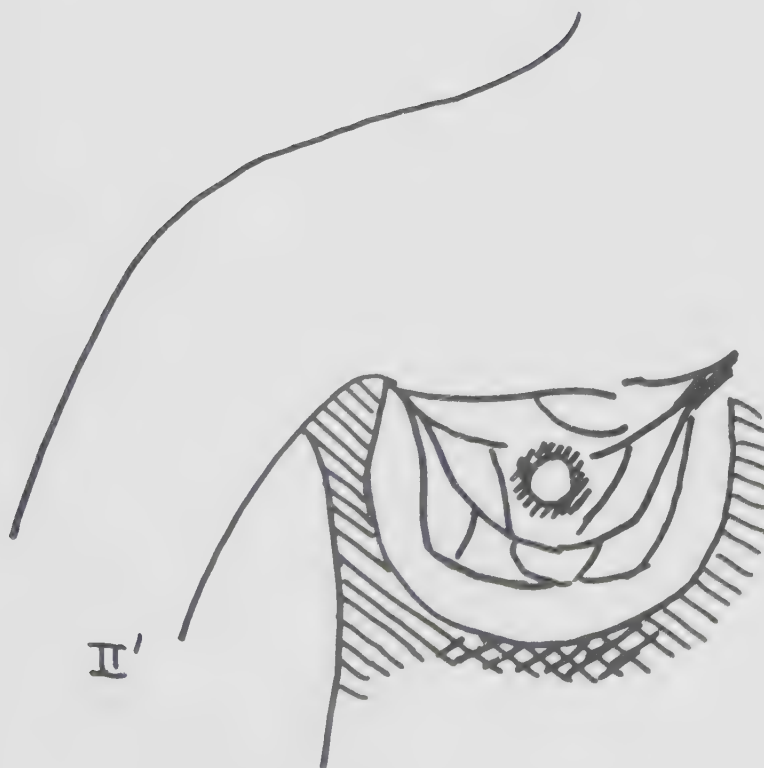
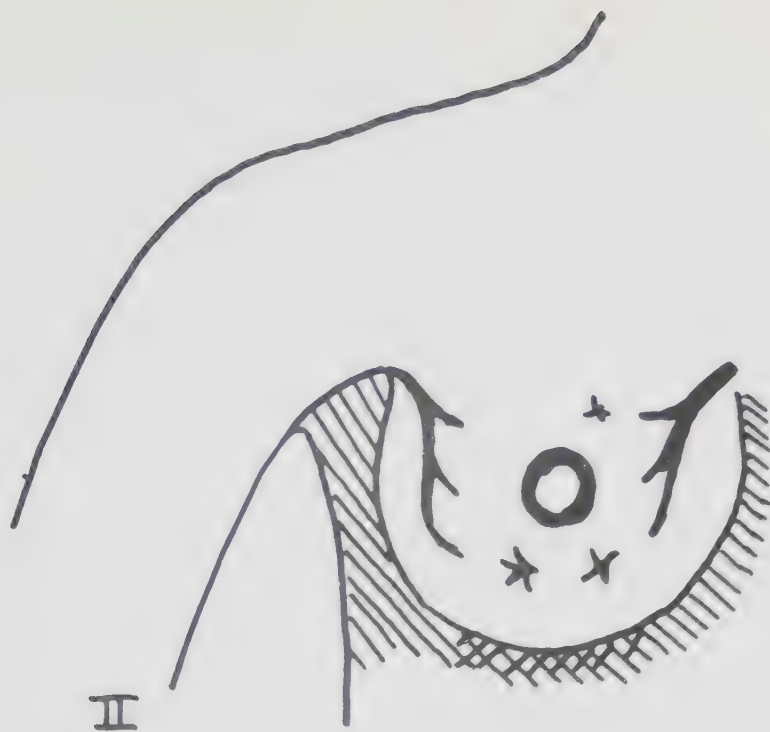
Le parenchyme

Son aspect thermographique est variable suivant son état physiologique ou pathologique. L'état physiologique de fonctionnement de la glande se traduit par un développement ou une atrophie de la vascularisation.

Chez les adolescentes ou les femmes âgées, l'aspect observé est celui de petites étoiles vasculaires qui représentent les noeuds du réseau veineux superficiel dont les veines sont extrêmement tenues. C'est l'aspect I non fonctionnel.



Chez les adultes, les mailles du réseau sont davantage visibles et leur raccordement au pédicule vasculaire apparaît sous forme de fines lignes hyperthermiques convergeant vers celui-ci. Cet aspect II fonctionnel peut être plus ou moins accentué jusqu'à un aspect où le réseau veineux superficiel a un tel développement qu'il devient parfaitement visible sous l'aspect de mailles de filet - aspect II' pas de la grossesse, c'est à dire lorsque le sein atteint son complet développement fonctionnel, c'est l'aspect II' qui est observé. Chez certaines femmes, cet aspect survient dans la seconde partie du cycle ce qui permet de supposer qu'il dépend du taux de progestagènes.



L'aspect qui a été décrit est celui qui ressort de l'analyse des images fournies par les plaques de cristaux liquides.

Par comparaison, la description de l'image normale qu'on peut donner avec une caméra à infra-rouge serait approximativement la suivante :

Hyperthermie des sillons sous-mammaires et non du pourtour complet de l'insertion des seins. Le mamelon apparaît froid, l'aréole hyperthermique, comme nous l'avons déjà vu. Par contre, seul le pédicule vasculaire interne est perçu comme une zone hyperthermique de forme arborescente.

L'influence des progestagènes a été mise en évidence sous la forme d'une hyperthermie linéaire diffuse qui correspond à la vascularisation linéaire que nous avons indiquée.

L'aspect II' de maille de filet est quelquefois retrouvé au cours de la grossesse mais le plus souvent, le flou de l'image ne permet de décrire qu'un aspect pommelé ou tigré de la glande.

II LES IMAGES THERMOGRAPHIQUES ANORMALES

Etant donné la grande variabilité de l'image thermographique du sein, la détection d'une anomalie ne peut se faire que par comparaison avec le côté opposé. En particulier, l'évaluation des températures réelles n'a, semble-t-il, dans l'état actuel du développement de la technique que peu d'intérêt par suite du manque de connaissances des variations de celles-ci en fonction de l'environnement.

Les aspects définis comme anormaux en thermographie par caméra infra-rouge sont les zones hyper ou hypothermiques. L'interprétation de tels aspects doit toutefois être extrêmement prudente.

Les premiers travaux ont cherché à démontrer que les tumeurs malignes étaient hyperthermiques. Dans plusieurs statistiques publiées, il ressort que 90% des tumeurs malignes traduisaient leur présence par une hyperthermie de la peau en regard. Toutefois, il ne faut pas perdre de vue les cas qui ont été choisis de manière à ce que la malignité des tumeurs ait bien été reconnue par les méthodes classiques. Compte tenu de la relative imperfection de celles-ci, on peut penser que le plus grand nombre d'entre elles se trouvait en poussée évolutive.

Si l'on veut utiliser de tels résultats pour le dépistage systématique, on peut être conduit à de nombreux résultats erronés et l'étude correcte des zones hypo ou hyperthermiques ne peut être faite valablement que si l'on dispose d'informations suffisantes pour percevoir la vascularisation de la zone suspecte. Ceci ne peut être assuré que par la thermographie en plaques dont nous allons décrire les images.

TUMEURS

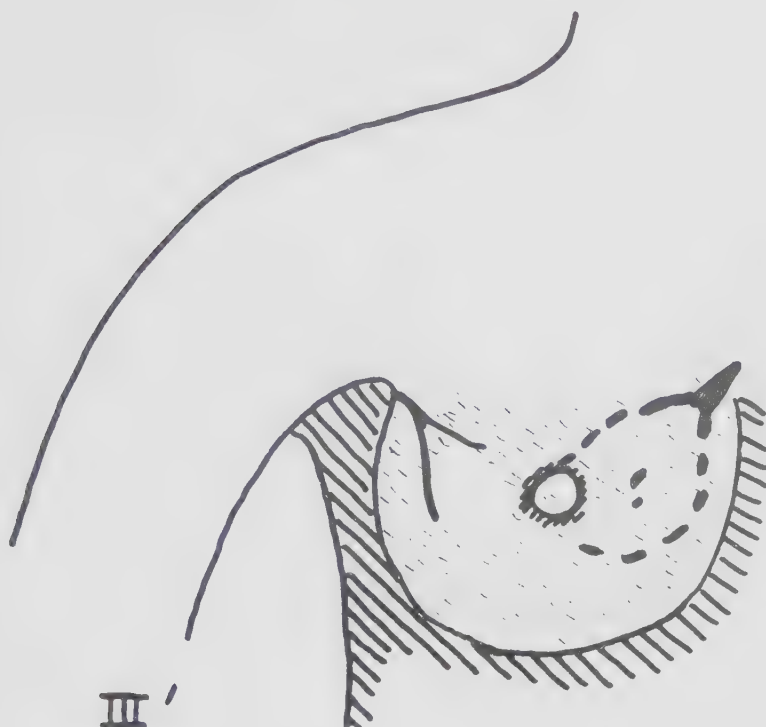
On doit différencier l'aspect de la tumeur elle-même de l'aspect de sa vascularisation.

La tumeur

Tous les aspects thermographiques sont possibles.

La tumeur peut ne pas être visible c'est à dire que sa température est la même que celle des tissus environnants et la même que celle de la ré-

La tumeur peut être plus froide que le reste du sein réalisant l'aspect III'.



L'aspect peut être homogène tel qu'il se présente ici ou bien, il peut s'agir d'un aspect en grappe de petits modules chauds dont les dimensions sont fréquemment très variables et de disposition très désordonnée. Cet aspect réalise le type nommé IV'.

Une tumeur de température normale ou inférieure à la température du parenchyme voisin constitue un caractère très en faveur d'une nature bénigne.

La tumeur peut être plus chaude que le parenchyme réalisant l'aspect IV.



IV



IV'

Le dernier type d'aspect est un aspect en cocarde, c'est à dire une tumeur de forme relativement arrondie mais dont la température décroît de la périphérie au centre. La périphérie se présente alors comme une zone hyperthermique qui traduit la présence d'une vascularisation importante. Cette zone peut d'ailleurs être réduit à un mince liseré visuolisant uniquement un cercle vasculaire.

Le centre, au contraire, mal irrigué, peut être plus froid que le parenchyme voisin.

Dans les cas les plus favorables où le cercle vasculaire est bien visible, on aperçoit l'image de vaisseaux partant de ce cercle vasculaire vers le centre de la tumeur. Cet aspect est caractéristique d'une néovascularisation qui témoigne de la malignité de la tumeur.

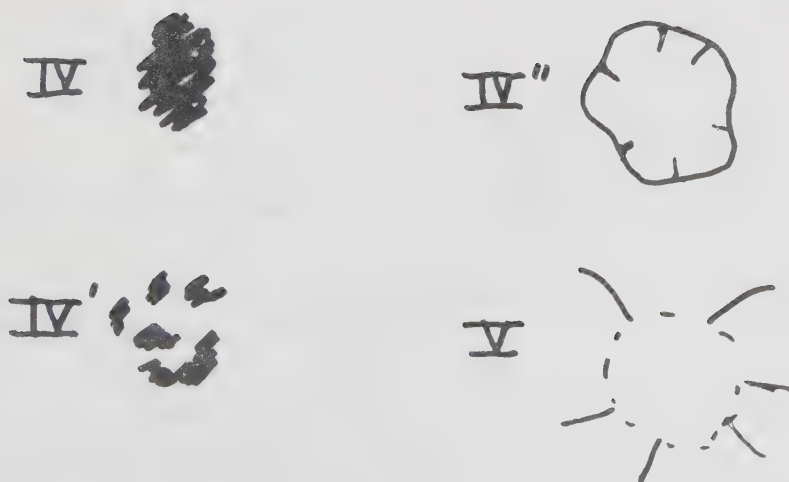
L'aspect de boucle anarchique avec vascularisation radiaire est dit IV''

LA VASCULARISATION

- Elle peut être tout à fait normale. Cet aspect est celui que présentent les tumeurs bénignes dans la majorité des cas. Toutefois, lorsque la tumeur est de grande taille, la vascularisation peut être modifiée par refoulement. Ce refoulement peut être tel que la tumeur prenne un aspect pseudo malin avec une image de cercle vasculaire. Des hystes de gros volume peuvent conduire à de telles images, toutefois, dans ce cas, aucune vascularisation radiaire n'existe.

- La vascularisation anormale ou néovascularisation caractérise une formation tissulaire maligne. Il s'agit de vaisseaux dont le rôle est l'irrigation intense du tissu au développement très accéléré. Ces vaisseaux prennent naissance à partir d'un vaisseau normal et convergent vers le centre de la tumeur. Le point de convergence est généralement visible sous forme d'une zone hyperthermique.

L'aspect de vascularisation radiaire est dénommé aspect V.



Tumeurs

Cercles vasculaires

ASPECTS SELON LA NATURE

LES SEINS NON PATHOLOGIQUES

Il s'agit d'un groupe très varié de femmes consultant soit pour une mastodynie, soit à titre d'examen systématique de dépistage.

- Les mastodynies réelles sont le plus souvent bilatérales, la douleur varie au cours du cycle, présentant un maximum au moment des règles. Cliniquement, on peut retrouver une densification externe.

L'aspect thermographique est un aspect de sein de grossesses (II') c'est à dire que la vascularisation se trouve très augmentée et de ce fait, le réseau capillaire donne une image en maille de filet. Cette image est très différente de l'image de la vascularisation radiaire qui n'est jamais retrouvée.

Par la thermographie en plaques des aspects de ce type n'ont pas permis de reconnaître la présence d'une tumeur qui était bénigne

- Les pseudo-mastodynies

Elles correspondent à des affections des organes de voisinage et également de la colonne vertébrale.

L'aspect thermographique est normal et appartient aux types I et II.

TUMEURS BENIGNES

La température de la tumeur est généralement identique à celle du tissu sain environnant et ne se différencie pas de celle du côté opposé.

Dans le cas de tumeurs métaboliquement peu actives comme les kystes ou les lipomes, l'hypothermie est la règle.

Dans tous les cas, la vascularisation est normale et revêt l'aspect III, toutefois lorsque la tumeur est de très grande taille, le refoulement des vaisseaux peut être à l'origine d'une interprétation erronée de l'image.

En effet, les vaisseaux écartés par la tumeur peuvent réaliser une image de cercle vasculaire ayant des analogies avec le cercle vasculaire dont sont entourées les tumeurs malignes. Il faut cependant remarquer que dans le cas de tumeurs bénignes, ce cercle reste incomplet le plus souvent à sa partie inférieure. Enfin, l'argument décisif est qu'il n'existe pas de néovascularisation c'est à dire qu'on ne voit pas de vaisseaux pénétrer la tumeur elle-même.

Des images en cocarde peuvent également apparaître. Toutefois, l'aspect est inversé par rapport aux tumeurs malignes, ici le centre est chaud et est entouré par une zone plus froide.

La thermographie en infra-rouge ne permettant pas de distinguer la vascularisation, les images ne traduisent qu'une hypothermie quand elle existe. Dans les autres cas, l'interprétation devient extrêmement périlleuse.

RESULTATS

Les résultats publiés par le Professeur TRICOIRE sont les suivants :

93 cas de tumeurs bénignes étudiées

kystes : 57 adénofibromes : 30 lipomes : 6

4 cas de faux diagnostics.

Les auteurs n'ont noté aucun diagnostic négatif. Les diagnostics erronés ont conduit à l'hypothèse d'une lésion maligne. Les cas cités par les auteurs sont particulièrement instructifs.

Une femme enceinte atteinte de tumeur bénigne :

Le stade II' extrême et l'hyperthermie ont fait croire à la présence d'une vascularisation anormale.

Deux autres cas représentent des images en cocarde à centre chaud qui, inconnues des auteurs, ont fait porter un diagnostic de sécurité bien que la vascularisation radiaire n'ait pu être décelée.

Enfin, le cas le plus difficile est représenté par un kyste suppuré. La réaction inflammation engendrée par la suppuration entraîne une augmentation de la vascularisation avec un début de convergence des vaisseaux.

Résultats par la thermographie en infra-rouge :

La thermographie n'a pas pu fournir les résultats espérés, les kystes fournissent comme nous l'avons dit des images froides ou chaudes. Les adénomes et les dysplasies fournissent des aspects tachetés qui sont difficilement interprétables.

TUMEURS MALIGNES

Les caractères des tumeurs malignes décrits par Monsieur le Professeur TRICOIRE résultent de l'analyse de la modification de la vascularisation et non de l'importance de l'hyperthermie qui, dans quelques cas, n'est pas retrouvée.

L'image typique d'une tumeur maligne est constituée par un cercle vasculaire plus ou moins déformé d'où partent des vaisseaux convergeant vers le centre de la néoformation. Cette image est absolument caractéristique mais elle peut être absente par suite d'une modification importante des tissus péritumoraux. Ces modifications résultent de la présence d'oedème ou d'inflammation.

La tumeur correspond aux aspects IV , IV' et IV'' qui se rencontrent d'une manière à peu près égale.

L'aspect IV correspond à une zone chaude homogène ; il est donné par des tumeurs très évoluées ou des tumeurs en poussée évolutive.

L'aspect IV' est constitué par de nombreuses zones très chaudes de petite taille et de répartition très irrégulière. Le cercle vasculaire encadre l'ensemble et l'irrigue par des vaisseaux radiaires.

L'aspect IV'' représente le cas où le centre de la tumeur est froid, la périphérie prend alors l'allure d'une boucle vasculaire chaude, mais on note que cette couronne reçoit les néovaisseaux du cercle vasculaire plus externe et émet de petits prolongements vers le centre.

En thermographie en infra-rouge le seul critère défini est l'hyperthermie. Ce critère est loin d'être parfait, cependant compte tenu des possibilités de dépistage précoce avec les méthodes autres que la thermographie, 90% des carcinomes étudiés ont pu être détectés uniquement par comparaison de la température avec celle du côté opposé.

HABERMAN évalue sur un ensemble de statistiques mondiales correspondant à 16 000 femmes un résultat de 87% de diagnostics positifs. GERSHON COHEN, pour 4 000 femmes indique même 94%.

Avec la thermographie en plaques, les premiers résultats correspondant à 79 malades donnent un taux de détection de 97,5% encore que les deux cas non identifiés, soit l'un d'une malade traitée par le cobalt ce qui avait entraîné une hyperthermie généralisée du sein traité, l'autre avait présenté une image de cercle vasculaire tellement grand qu'il n'avait pas été identifié comme tel par les observateurs.

C AUTRES DOMAINES D'UTILISATION DE LA THERMOGRAPHIE

I N T R O D U C T I O N

Le champ d'application de la thermographie ne se limite évidemment pas au dépistage et au diagnostic des processus pathologiques affectant le sein. Chaque fois qu'il existe un processus pathologique assez superficiel ou assez important pour perturber la circulation au voisinage de la peau, la thermographie devient un procédé d'investigation utilisable. Parmi les nombreuses applications, notons celles qui concernent l'étude des affections de la peau elle-même, les troubles de la circulation, les affections du corps thyroïde, les affections osseuses et les affections hépatiques.

I THERMOGRAPHIE DANS LES AFFECTIONS DE LA PEAU

Nous avons déjà signalé les dangers que présentait la thermographie infra-rouge dans le cas de lésion du tégument. Dans le cas d'érosion cutanée par exemple la valeur du pouvoir émissif de la surface devient considérablement plus basse que celle de la peau saine. Ainsi, une telle lésion apparaîtra comme froide parce qu'elle rayonne mal alors qu'elle est plus chaude que la peau saine environnante. En fait, le manque de données sur la variation du pouvoir d'émission de la peau avec des modifications pathologiques de celle-ci, doit faire observer la plus grande prudence dans l'interprétation des thermogrammes obtenus par mesure de rayonnement. Seules, les modifications de températures observées au niveau d'un tégument sain ait une valeur réelle.

La thermographie par contact prend alors toute sa valeur à condition bien entendu qu'on puisse réellement assurer un contact. Jusqu'à présent, les études les plus importantes n'ont pu être réalisées qu'en mesure du rayonnement infra-rouge et leurs résultats ont été interprétés avec l'hypothèse non vérifiée de la constance du facteur d'émission cutanée.

Tumeurs pigmentées

Les naevus sont isothermiques ou hypothermiques lorsqu'ils présentent un relief marqué. La surinfection de ces lésions provoquent une hyperthermique marquée.

Les naevocarcinomes sont toujours très hyperthermiques sur une plage très étendue dépassant nettement leurs limites anatomiques. Cette zone hyperthermique est très stable à la différence de celle qui est rencontrée avec les naevus infectés dont l'hyperthermie diminue avec le traitement.

Les mélanomes malins très hyperthermiques donnent des métastases qui, même lorsqu'elles sont très profondes peuvent être décelées par thermographie. Il est d'autre part fort utile de surveiller la région d'exérèse d'un mélanome malin, l'expérience ayant montré que la thermographie était en mesure de déceler une récurrence avant même qu'elle soit cliniquement perceptible.

Les angiomes

En tant que tumeur vasculaire, ils devraient se prêter remarquablement bien à une étude thermographique à condition toutefois qu'il s'agisse d'une thermographie de contact, capable de révéler la vascularisation.

Avec la thermographie en infra-rouge, une certaine prudence doit être observée car la zone hyperthermique ne correspond pas d'une manière univoque à la lésion. Ainsi, des aspects hypothermiques ont-ils été notés dans le cas d'hémolymphangiomes.

Les cicatrices

Lorsqu'elles sont récentes, elles sont hyperthermiques, ce qui correspond à la révascularisation de cicatrisation. Progressivement, la température diminue au fur-et-à-mesure de l'évolution dont le terme est une zone froide qui témoigne de la fibrose résiduelle.

Le développement de chéloïde peut être décelé par la thermographie, car celles-ci sont plus chaudes que la cicatrice normale lorsqu'elles sont en phase de croissance.

D'autres types d'investigations sont en cours d'étude, citons l'appréciation objective des tests cutanés, l'étude des greffes et des transplants, l'étude des infiltrations cutanées...

II PATHOLOGIE VASCULAIRE

La thermographie permet d'étudier les anomalies superficielles de la circulation tant du point de vue fonctionnel que du point de vue évolutif. Elle présente une valeur diagnostique importante puisque seules les méthodes d'opacification des vaisseaux fournissent de meilleurs résultats.

Les syndromes ischémiques progressifs

Consécutifs à une artériopathie diffuse, ils provoquent un déficit circulatoire bilatéral qui apparaît sous forme d'un refroidissement plus ou moins symétrique des membres, très net pour les membres inférieurs.

La thermographie n'a aucun intérêt diagnostique, par contre, elle permet de suivre les résultats de l'acte chirurgical.

La sympathectomie entraîne un très rapide et spectaculaire réchauffement de la partie distale du membre, ensuite le réchauffement gagne très lentement la partie proximale. On constate que le résultat est beaucoup plus net avec les membres inférieurs.

Lorsque l'atteinte est unilatérale, l'état du côté atteint est apprécié par comparaison avec le tissu sain. Cependant, étant donné la facile variation de la température cutanée au niveau des membres, il est préférable de réaliser en mesures régulières de température. Pour cet usage, la technique des plaques souples est parfaitement adaptée à une surveillance continue au lit du malade. Les plaques sont placées au niveau des membres et on établit un cycle de température en photographiant ces plaques toutes les heures. Les altérations du cycle physiologique normal ainsi mises en évidence, peuvent révéler des atteintes minimes et refléter avec précision de l'efficacité d'un traitement.

Les gros troncs artériels

Ils ne peuvent être étudiés que lorsqu'ils sont suffisamment superficiels. On peut ainsi mettre en évidence des thromboses qui se signalent par un changement brusque de la température facilement décelé par comparaison avec le tissu sain.

La technique des bandes souples est ici aussi très efficace.

Enfin, les anevrysmes artériels ou artério-veineux sont justiciables d'une étude thermographique du segment aval et du segment amont avant toute thérapeutique, puis à titre de contrôle du traitement.

III PATHOLOGIE THYROIDIENNE

L'exploration fonctionnelle de la thyroïde telle qu'elle est pratiquée avec les radioisotopes peut conduire à des incertitudes diagnostiques lorsqu'on a affaire à des modules dont le caractère n'est pas toujours très net en scintigraphie.

Les goitres simples ou modulaires ne présentent généralement pas d'anomalie thermique. S'ils sont très volumineux, ils s'accompagnent d'une hypervascularisation qui apparaît sur l'image thermographique.

De la même manière, un adénome hémorragique se révélera par une nette hyperthermie de sorte qu'un adénome se révélant chaud devra être fortement soupçonné d'être le siège d'une hémorragie récente.

Dans les hyperthyroïdes ou dans les adénomes toxiques, il n'y a pas de concordance entre l'importance de la fixation de l'iode et la température. Les augmentations de l'activité sécrétoires de la thyroïde ne s'accompagnent pas obligatoirement d'une hyperthermie bien que dans la maladie de BASEDOW l'hyperthermie soit la règle, ce qui a été montré par la thermographie en plaques.

En pathologie thyroïdienne, il semble que l'apparition d'une zone hyperthermique caractérise beaucoup plus une inflammation ou une hémorragie qu'une modification métabolique de la glande.

En particulier, les cancers thyroïdiens qui n'ont été étudiés que par la scintigraphie en infra-rouge se sont révélés parfois hyperthermiques, mais la plupart du temps sans anomalies thermiques perceptibles.

Il est probable que l'utilisation de bandes souples de cristaux liquides, en fournissant une meilleure image, permettra de mettre en évidence des modifications de vascularisation. Il est à noter toutefois l'extrême difficulté d'interprétation de thermogrammes de la région du cou dont l'importante vascularisation profonde brouille les images qu'on pourrait attendre de la vascularisation superficielle.

IV PATHOLOGIE OSSEUSE

On sait que pour les tumeurs et les maladies inflammatoires des os, le pronostic est d'autant meilleur que le traitement est instauré plus tôt, c'est à dire que le dépistage est le plus précoce possible.

L'ostéomyélite et les tumeurs malignes ne traduisent par des douleurs bien avant que des images radiologiques objectives soient visibles.

Les tumeurs malignes provoquent généralement une légère augmentation de la température de la peau en regard de la lésion. Cependant, il est impossible de faire la distinction entre une hyperthermie due à une inflammation et celle provoquée par une tumeur.

De cette manière, la thermographie ne peut apporter à elle seule un élément de diagnostic, mais si elle est associée à la radiologie, elle peut permettre une plus grande sécurité.

Dans le cas de tumeurs osseuses, AAPT¹ rapporte plusieurs cas dont certains ont été révélés par une thermographie précoce alors que l'image radiologique était encore peu parlante. Monsieur le Professeur TRICOPH rapporte un cas où la thermographie en plaques a révélé une anomalie thermique, la radiographie standard étant normale, la lésion a été effectivement objectivée par des tomographies. De la même manière, dix métastases humérales ou vertébrales ont pu être toutes diagnostiquées par cette technique.

Dans le cas des lésions inflammatoires et tout spécialement pour l'ostéomyélite, la thermographie peut être très utile en permettant un traitement plus précoce. Plusieurs semaines sont nécessaires à l'apparition des signes radiologiques, mais à un stade précoce l'inflammation peut être objectivée par l'image thermographique. Il est évident toutefois que la détection d'une zone hyperthermique ne peut permettre une orientation étiologique, car étant donné la profondeur de la lésion, on ne peut pas espérer même avec la thermographie en plaques obtenir une image vasculaire nette.

Dans le cas de tuberculose osseuse, la thermographie en plaques a pu localiser un mal de Pott et un abcès costal malgré sa manifestation discrète. Dans ce domaine très particulier et dans la mesure où la lésion n'est pas trop profonde, les plaques de cristaux liquides devraient se révéler plus sûres que les caméras à infra-rouge.

V AUTRES APPLICATIONS DE LA THERMOGRAPHIE

De nombreux autres travaux ont été effectués tant en thermographie en infra-rouge qu'en thermographie en plaques. Son champ d'application n'est limité que par la profondeur de la lésion. Toute affection qui peut se traduire par une modification de la vascularisation superficielle peut être détectée en thermographie.

Les promoteurs de la thermographie en plaques ont commencé à étudier la pathologie hépatique. Ils ont montré qu'une métastase de la face antérieure du foie est parfaitement identifiable à la fois par une modification et une augmentation de la vascularisation et par la présence d'une zone hyperthermique. Toutefois, ils ont éprouvé quelques difficultés avec des foies présentant des modules de régénération qui se présentent comme des taches plus chaudes que le parenchyme entoure.

La thermographie en infra-rouge a tenté de localiser le placenta, malheureusement les résultats restent décevants puisque seulement dans 50% des cas, la localisation a pu être réalisée. En fait, les statistiques sont très disparates et indiquent bien la difficulté d'interprétation des images, car dans ce cas, les critères de symétrie si importants pour tous les examens thermographiques, ne peuvent plus être employés.

Au niveau de la tête, la thermographie a été utilisée en vue de la détection de foyers inflammatoires sinusiens ou dentaires, malheureusement l'hyperthermie n'est pas constante ou peut être masquée par des phénomènes vaso-moteurs superficiels. Les processus tumoraux se sont révélés plus régulièrement hyperthermiques et même pour les tumeurs intracrâniennes superficielles tels que les méningiomes, une détection thermographique a pu être réalisée.

Il reste encore beaucoup de domaine de la pathologie où les possibilités de diagnostic de la thermographie n'ont pas été explorées ou sont restées insuffisamment explorées, et pour lesquelles la facilité d'utilisation de la thermographie en plaques a des études systématiques massives.

C O N C L U S I O N

En dehors des modifications propres à la régulation thermique, la peau est le reflet des variations de température des tissus sous-jacents. Dans les limites du domaine vasomoteur de régulation, les modifications de température de ces tissus superficiels ne sont que la conséquence de leur vascularisation.

Le but initial de la thermographie était, selon ses promoteurs d'établir une carte thermique d'une région anatomique. Cette carte n'est interprétable en clinique que si l'on obtient en même temps une carte détaillée de la vascularisation de la région étudiée.

Après une dizaine d'années de travaux réalisés à l'aide d'appareils de détection très divers, il semble que deux classes de détecteurs se soient dégagés grâce à la qualité des informations qu'elles apportent. Il s'agit des caméras à infrarouge qui évaluent la température par mesure à distance de l'énergie rayonnée par le sujet dans le domaine infrarouge, et du procédé par contact qui utilise des plaques couchées en cristaux liquides dont la coloration dépend de la température.

Les caméras à infrarouge dont la délicate technologie a pu être élaborée par suite de leur utilisation pour des applications militaires ont l'inconvénient de procéder par mesure du rayonnement émis par la peau ; le pouvoir émissif de celle-ci subit des modifications dues à des facteurs physiques et physiologiques encore imparfaitement étudiés. Malgré des améliorations constantes, la résolution des images fournies reste insuffisante pour révéler une vascularisation fine, et l'infrastructure technique reste lourde et onéreuse.

Procédant d'un principe physique totalement différent, la technique des cristaux liquides permet de s'affranchir des variations du pouvoir émissif de la peau et l'utilisation de plaques souples rend cet examen particulièrement simple. La qualité des plaques proposées par Monsieur le Professeur TRUCQUET leur confère une résolution qui permet enfin la visualisation de la vascularisation.

risation fine. Cette performance permet de comprendre l'exceptionnelle qualité des premiers résultats publiés.

En cancérologie et tout particulièrement pour le cancer du sein, dire qu'une région est froide ou chaude n'a que peu d'importance. Si le diagnostic s'attachait uniquement à cette notion périmée, il serait faux dans plus de deux tiers des cas. Par contre, l'étude fine de la vascularisation permet de déceler des anomalies de répartition qui elles permettent un diagnostic exact dans la plupart de cas. C'est dire l'importance qui s'attache à l'étude de cette vascularisation.

La cartographie en plaque permet d'observer des détails de vascularisation qu'aucune technique ne peut mettre en évidence avec la même précision.

De plus, elle permet d'éliminer un certain nombre de défauts inhérents aux autres techniques.

Elle élimine pratiquement les conditions d'ambiance : elle peut être pratique au lit du malade, dans une salle de consultation.

La rapidité de son exécution (moins de 1 minute photo comprise) est nécessaire à la bonne définition des images (diminution des fluctuations de la température cutanée et de la diffusion thermique. Cette rapidité jointe à la modicité du prix de revient en fait un examen de dépistage. En effet, le prix de l'appareillage est modique : le prix de l'utilisation est celui de 2 ou 3 clichés photographiques en couleur.

Comme tous les examens thermographiques il est inoffensif et peut être répété autant qu'il est nécessaire.

Il ne fait aucun doute que la diffusion de cette technique permettra enfin à la thermographie d'occuper dans le diagnostic médical l'importante part qui lui revient.

Le Président du Jury
de thèse,

Le Doyen de la Faculté de Médecine
Kremlin Bicêtre

Le Recteur de l'Académie,

CHAPITRE ILa température de la peau

Aschoff J. : Arch. physik. Therapie, vol. 8, 1956, p. 113. Lehrbuch der Physiologie des Menschen/Landois-Roseman Band I, p. 339. Ed. Urban und Schwarzenberg, München-Berlin. 1960.

Atkins E. : Elevation of Body Temperature in Disease. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci., vol 121, art. 1, Octobre 1964, pp. 26-30.

Bazett H. C. : Blood Temperature and its Control. Amer. J. Med. Sci. vol. 218, 1949, p. 483.

Bazett H. C., Love L., Newton M., Eisenberg L., Day R. and Forster R. Temperature Changes in Blood Flowing in Arteries and Veins in Man. J. Appl. Physiol., vol. 1, 1948, p. 3.

Basett, U.C. : The effect of temperature on the skin. J. invest. Derm. 1 : 417 (1938).

Beaumont, K.W.C. Van : The control of sweating in humans during rest and work. Ph. D. Indiana University (1965).

Bohnenkamp, H. und Ernst, H.W. : Untersuchungen zu den Grundlagen der Energie und des Stoffwechsels. Arch. ges. Physiol. 228 : 63 (1931).

Burton A.C. : The Range and Variability of the Blood Flow in the Human Fingers and the Vasomotor Regulation of Body Temperature. Amer J. Physiol., Vol. 127, 1939, p. 437.

Cobet, B. und Bramigk, E. : Über Messung der Wärmestrahlung der menschlichen Haut. Dtsch. Arch. klin. Med. 144 : 45 (1924).

Forster R. E., Ferris B.G. and Day R. The Relationship between Total Heat Exchange and Blood Flow in the Hand at Various Ambient Temperatures. Amer. J. Physiol., vol. 146, p. 600

Gasselt, H.R.M. Van and Vierhout, R. : Registration of the insensible perpiration of small quantities of sweat. Dermatologica, Basel 127 : 255-259 (1963).

Gautherie M. : Détermination indirecte par thermométrie infrarouge des propriétés thermiques de tissus humains in vivo. C.R. Acad. Sci., tome 267 D. 1969, pp. 2203 - 2206.

Gautherie M. : Etude par thermométrie infrarouge des propriétés thermiques de tissus humains in vivo. Influence de la température et de la vascularisation. Rev. Fr. Et. Clin. Biol. , vol. 14, n° 11, 1969.

- Gautherie M., Gros Ch. et Mugel J.L. : Observation par thermométrie et thermographie infrarouges d'oscillations des températures cutanées digitales. *Rev. Fr. Clin. Biol.*, vol. 13, n° 9, 1968, pp. 899-904.
- Göpfert H. : Die Abstrahlung des menschlichen Haut. *Arch. Phys. Ther.*, vol. 4, 1965, p. 209.
- Gros Ch. et Gautherie M. : Etude par thermométrie infrarouge de l'évolution au cours du temps des températures cutanées humaines en fonction de la température ambiante. Notion d'adaptance thermique cutanée. *Rev. Fr. Et. Clin. Biol.*, vol. 13, n° 7, 1968, pp. 697-703.
- Hardy, J.D. : Physiology of temperature regulation. *Physiol. Rev.* 41 : 521-606 (1961).
- Hardy, J.D. and Muschenheim C. : The Radiation of Heat from the Human Body. IV The Emission, Reflection and Transmission of Infrared Radiation by the Human Skin. *J. Clin. Invest.*, vol. 13, 11 Juin 1934, pp. 817-831.
- Hardy, J.D. and Soderstromm, G.F. : Heatloss from the nude body. *J. Nutr.* 16 : 493 (1938)
- Ipsen, J. : *Hauttemperaturen* (Munksgaard, Copenhagen 1936).
- Jakob M. : *Heat Transfer*, tome I. Ed. John Wiley, New York, 1949.
- Mali, J.W.H. : De temperatuur van het lichaamsoppervlak. *Ned. T. Geneesk.* 95 : 1544-1555 (1951).
- Mali, J.W.H. : Influences of generalised inflammation of the skin. *Dermatologica*, Basel 104 : 19 (1952).
- Mali J. W. H. : Some Physiological Aspects of the Temperature of the Body Surface. *Medical Thermography. Proceedings of a Boerhaave Course for Postgraduate. Medical Education, Leiden, 28-30 mars 1968*, pp. 8-21. Ed. S. Karger, Basel/New York, 1969.
- Minard D., Copman L. and Dasler A.R. : Elevation of Body Temperature in Health. *Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci.*, vol. 121, art. 1, octobre 1964, pp. 12-25.
- Metz B. : Données récentes sur la régulation thermique. I. Modalités et contrôle des échanges de chaleur entre l'Homme et le milieu. *J. Physiol.*, vol. 51. 1959, p. 303.
- Spruit, D. : Measurements of the water vapor loss from human skin by a thermal conductivity cell. *J. appl. Physiol.* 23 : 994-997 (1967).
- Winslow, L.E.A.; Herrington, L.P. and Gagge, A.P. : Body reactions to environ-

- Brueschke E.L., Haberman J.-D. and Gershon-Cohen J. : Relative Densitometric Analysis of Thermograms for more Precise Temperature Determinations. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci. vol. 121, art. 1, Octobre 1964, pp. 80-89.
- Buchwald, W.; Hülse, R. : Erfahrungen mit einem modernen Thermographiegerät in der medizinischen Diagnostik. Electromedica 4 (1969), 148-153
- Cade C.M. : High speed Thermography. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci., vol. 121, art. 1, Octobre 1964, pp. 71-79.
- Cornillault J. : Télévision infrarouge dans le domaine spectral situé au voisinage de 4 microns. Acta Electronica, vol. 7, n° 4, octobre 1963, pp. 319-360.
- Desvignes F. : Problèmes et techniques de la télévision infrarouge. Acta Electronica, vol. 7, n° 4, octobre 1963, pp. 295-318.
- Ferguson J.L. : Scient. Am. 1964, 211 p. 76.
- Gautherie M. : Applications des cristaux liquides cholestériques à la thermographie cutanée. Colloque sur les cristaux liquides. Montpellier, juin 1969. J. Phys.
- Gros Ch.; Gautherie M. et Bourjat P. : Conception d'une salle de thermographie médicale. J. Electroradiol., vol. 49, n° 5, 1968, pp. 371-372.
- Gros Ch., Bourjat P. et Gautherie M. : L'analyse des isothermes en thermographie médicale. 2ème Congrès d'Electronique Médicale et Biologie, Nancy, Juillet 1969.
- Gros Ch., Gautherie M. et Bourjat P. : Principe de la thermographie infrarouge appliquée à la surface cutanée. J. Electroradiol., vol. 49, n° 12, 1968, pp. 937-944.
- Heerman van Voss S.F.C. : Currently Available Thermographic Equipment. Medical Thermography. Proceedings of a Boerhaave Course for Postgraduate. Medical Education, Leiden, 28-30 mars 1968, pp. 29-39. Ed. S. Karger, Basel/New York, 1969.
- Jatteau M. : Equipement de thermographie infrarouge destiné aux applications médicales. Techniques Philips, vol. 2, n° 1, janv.-févr. 1969, pp. 68-79.
- Jatteau M. : Dispositif pour tracer les isothermes dans un appareil d'exploration optique au moyen de rayons infrarouges. Brevet français n° 122249, 1967.
- Lawson R.N. and Gaston J.P. : Temperature Measurements of Localized Pathological Processes. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci., vol. 121, art. 1, octobre 1964, pp. 90-98.
- Lissner, J.; Marhoff, P. : Vidcodensitometrie, technische Grundlagen und klinische Anwendung als Fernsehkyomographie, Röntgen Fortschr. 108, 79-88
- Lloyd Williams, K.: Mesomorphic Cholesterol Crystals in surface Temperature Measurement. J. de Radiol. et d'Electrologie, Tome 48 (1967). No. 1/2
- Lloyd Williams K. : Infrared Thermometry as a Tool in Medical Research. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci., vol. 121, art. 1, octobre 1964, pp. 99-112.

- Arnulf A. et Bricard J. : Transmission du rayonnement infrarouge dans l'atmosphère. Acta Electronica, vol. 5, n° 4, octobre 1961, pp. 409-425.
- Barnes, R.B. : Thermography of the human body. Infrared-radiant energy provides new concepts and instrumentation for medical diagnosis. Science 140, 870-877 (1963)
- Bruhat G. : Cours de physique générale. Thermodynamique (5è édition, remaniée par A. Kastler). Ed. Masson, Paris, 1962, pp. 591-677.
- Buchmüller, K. : Die biophysikalischen Grundlagen der Temperaturstrahlung des Menschen. Habilitationsschrift Humboldt-Universität Berlin (1962)
- Elam R., Goodwin D.W. and Lloyd Williams K. : Optical Properties of the Human Epidermis. Nature, vol. 198, n° 1, Juin 1963, pp. 1001 - 1003.
- Gautherie M. : Etude par thermométrie infrarouge des propriétés thermiques de tissus humains in vivo. Influence de la température et de la vascularisation. Rev. fr. Et. clin. biol., vol. 14, n° 9, 1969, p. 885.
- Hardy, J.D.: Summary Review of the Influence of the thermal Radiation on human Skin. US Naval Air Station Dev. Center Rep. NADACMA-5415, Johnsonville Pa. (1954)
- Hardy, J.D.; Muschenheim, C.: The emission, reflection and transmission of infra-red radiation by human skin. J.Clin. Invest. 13, 817 (1934)
- Hardy, J.D. : Radiation of heat from the human body. The human skin as a blackbody radiator. J. Clin. Invest. 13 : 615 (1934).
- Herschel, W. : Investigations of the powers of the prismatic colours to heat and illuminate objects. Phil. Trans. Roy. Soc. 90 : 225-248 (1800).
- Herstel, W. : La base physique de la thermographie médicale. Ann. Radiol. 10 : 69-72 (1967).
- Lipkin M. and Hardy J.D. : Measurement of some Thermal Properties of Human Tissues. J. Appl. Physiol., vol. 7, 1964, p. 212.

CHAPITRE II

Méthodes de mesure de la Température cutanée.

- Stoll A.M. : Techniques and Uses of Skin Temperature Measurements. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci. vol. 121, art. 1, octobre 1964, pp. 49-56.
- Billard P. : Les seuils différentiels de luminance en télévision. Acta Electronica, vol. 2, nos 1-2, 1957, pp. 283-292.
- Brueschke, E.; Haas, C.: Image analysis of medical thermograms. Investigative Radiology 4 (1969), 28-33

- Morton, G.A. : Infra-red detectors. R.C.A.- Review 26 : 3-21 (1965).
- Notter, G.; Melander, O.: Klinische Diagnostik mit Thermovision. Röntgen-Blätter 121, 49-59 (1968)
- Notter, G.; Melander, O.: Thermographie in der klinischen Diagnostik. Electronics in medicine, Ljubljana (9.10.1968)
- Selawry O.S. : Molecular Crystals , 1966, 1, 495.
- Smollett M. : The Properties and Performances of Some Modern Infra-red Radiation Detectors. Infrared Phys., vol. 8, n° 1, 1968, pp. 3-7.
- Tricoire J: La thermographie en plaque, technique nouvelle d'utilisation des cristaux liquides. à paraître 1970.
- Tricoire J. et Grall Y : Soc. Biol. 1967, 6, p. 1309.
- Wolfe W.L. : Infrared Imaging Devices in Infrared Medical Radiography. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci., vol. 121, art. 1, octobre 1964, pp. 57-70.

CHAPITRE III

La thermographie dans la pathologie du sein

- Gershon-Cohen, J. : Mammography, Thermography and Xerography, Ca - A Cancer Journ for clinicians 17 (1967), 108-112
- Gershon-Cohen, J. Berger, S.M. : Thermography of the breast. Amer. J. Roentgenol. 91 (1964), 919-926.
- Gershon-Cohen, J.; Haberman Brueschke, J.; Berger, S.M. ; Isard, H.J.: The role of Thermography in mammography. Proc. 10th International Congr. Radiol. (1967), 1717-1720.
- Gros, C.: Thermogrammes mammaires. Journ. de Radiologie 48 (1967), 55-60
- Gros, C.; Gautherie, M.; Bourjat, P.; Vrousos, C. : Thermographie des affections mammaires. Med. Thermography, Proc. Boerhave Course Leiden (1968), 68-81
- Haberman, J.D. : The present status of mammary thermography. Ca - A Cancer Journ. for Clinicians 18 (1968), 314-321
- Handley, J.D.: The temperature of breast tumors as a possible guide to prognosis. Acta Un. int. Cancr. 18, 822 (1962)
- Hardy, J.D. : The radiating power of human skin in the infrared. Amer.J. Physiol. 127, 454-462 (1939)

Jones, C.H. : Interpretation problems in thermography of the female Breast. Medical Thermography. S. Karger, Basel/New York (1969), 96-109

Lawson, R.N.: Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer. Canad. Med. Ass. J. 75 (1956), 309-310

Lawson, R.N.: Thermography - a new tool in the investigation of breast lesions. Canad. Serv. Med. J. 13, 617-524 (1957)

Lloyd Williams, K.: Thermography in the prognosis of breast cancer. Medical Thermography. S. Karger, Basel/New York (1969), 62-68

Lloyd Williams, K.; Lloyd Williams, F. J.; Handley, R.S.: Infrared Thermometry in Diagnosis of Breast Diseases. Lancet, 2 (1961), 1378-1831

Lloyd Williams K. : Temperature Measurement in Breast Disease. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci., vol. 121, art. 1, octobre 1964, pp. 272-281.

Shawe, G.D.H. : Experience with thermography in the mass-screening of breast tumours. Medical Thermography. Proc. Boerhave Course, Leiden (1968), 109-120

Shilo, R. : Early détection of breast cancer in healthy women - a screening method 12 th Intern. Congr. of Radiology, Tokyo (1968)

Tricoire J., Mariel L., Amiel J.P., Poirot G., Lacour J., Fajbisowicz S. : Thermographie en plaque et maladie des seins. Presse Médicale à paraître 1970.

Vaubel, W.E.; Hoffmann, G.; Baltruweit, I.: Vergleichende röntgenologische und thermographische Untersuchungen an einer Serie von 560 Beobachtungen von Brustdrüsenenerkrankungen. Vortrag 49. Tag d.Dtsch. Röntgen-Ges. Hamburg (1968)

Wallace, J.D.; Dodd, G.D.: Thermography in the diagnosis of breast cancer. Radiology 91, 4 (1968), 679-685

Wilhelm, R.: Eine moderne Infrarotkamera für die medizinische Thermographie. Electromedica 1 (1969) 8-10

La thermographie en pathologie générale

Aarts N.J.M : Thermography in Malignant and inflammatory diseases of the bones. Med. Thermography, Proc. Boerhave Course, Leiden 1968, 182-190.

Aarts N.J.M : Thermography in the diagnostic of treitze's Disease. Med. Thermography, proc. Boerhave Course, Leiden 1968, 206-212.

Albert, S.M. ; Glickman, M.; Kallish, M.: Thermography in orthopedics. Ann. N. Y. Acad. Sciences 121 (1964), 157-170

Backlund, E.O. : Thermography in intracranial lesions. Journ. de Radiologie 48 (1967), 39-41

Barnes R. B. : Thermography. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci., vol. 121, art. 1, octobre 1964, pp. 34-48.

Birnbaum, S.J.; Kliot, D. : Thermoplacentography : placental localisation by infrared sensing techniques. Obst. Gynec. 25 (1965), 515-519 80

Bloomenstein, R.B. : Viability prediction in pedicle flaps by infrared thermometry. Plastic and Reconstructive Surgery 42 (1968), 252-261

Bourjat P., Klewanski P. et Mutzenhardt P. : Possibilités actuelles de la thermographie en odonto-stomatologie.

Branemark P.-I. and Nilsson K. : Thermographic and Microvascular Studies of the Peripheral Circulation. Medical Thermography. Proceedings of a Boerhaave Course for Postgraduate. Medical Education, Leiden, 28-30 Mars 1968, pp. 130-142. Ed. S. Karger, Basel/New York, 1969.

Buwalda, G. : Possible applications of thermography in acute abdominal conditions. Medical Thermography Proc. Boerhaave Course, Leiden (1968), 198-200 (Karger 1969)

Buwalda, G. : Vascular disorders in leg arteries, approached by means of thermography. Med. Thermography. Proc. of a Boerhaave Course, Leiden (1968), 121-126

Colloque International de Thermographie médicale (Straßburg 1966). Journal de Radiologie 48, 1-2 (1967), 1-98

Connell, J.F. ; Morgan, E.; Rousselot, L.M. : Thermography in trauma. Ann. N.Y. Acad. Sciences 121 (1964), 171-176

Crandell, C.E.; Hill, R.P. : Thermography in dentistry : a pilot study. Oral. Med. and Oral Pathology 21 (1966), 316-320

Edeiken, J.; Wallace, J.D. ; Curley, R.F. ; Lee, S. : Thermography and herniated lumbar discs. Amer. J. Roengenology 102 (1968), 790-796

Gautherie M. : Infrarot-thermometrische Messung der Hautabkühlung und der Hauttemperaturschwankungen an Fingerspitzen, als Beitrag zur Diagnose der peripheren neuro-vasomotorischen Störungen.
Tagung der Gesellschaft für Thermodiagnostik, Freudenstadt, septembre 1969.

Gershon Cohen, J. and Haberman-Brueschke, J.D. : Thermographic localization of the placental site. J.A. Einstein med. Cent. 12 : 248-254 (1964).

Gershon Cohen, J. : Haberman-Brueschke, J.D. and Brueschke, E.E. : Medical thermography. J. Radiol. Electrol. 48 : 12-24 (1967).

Gershon Cohen, J. : Haberman J.D. : Thermography in obstetrics and gynecology. Obst. Gynec. Digest 8 (1966), 55-63.

Gottstein, U.: Fortschritte und Ergebnisse der konservativen Behandlung arterieller peripherer Durchblutungsstörungen. Die ärztl. Fortbildung XVII, 4 (1969), 240-248

Gros, Ch.; Alt, J.; Vrousos, C.; Basset, A.: Quelques aspects thermographiques en dermatologie. Journ. de Radiologie 48 (1967), 93-95

Gros, C.; Bourjat, P.: Die Anwendungsmöglichkeiten der Thermographie. Fortsch. Röntgenstr. 106 (1967), 561-567

Gros C. ; Bourjat P. et Soutter J.W. : L'exploration thermographique du corps thyroïde. J. Radiol. Electrol., vol. 49, 1968, pp. 791-798.

Gros, C.; Bronner, A.; Vrousos, C. : Thermographie en ophtalmologie. Journ. de Radiologie 48 (1967), 95-97

Gros Ch., Gautherie M. et Bourjat P. : L'image Thermographique de la face normale. J. Electroradiol. N° 6-7, 1970, Tome 51, p. 333-348

Gros Ch., Bourjat P. et Gautherie M. : L'image thermographique de la face pathologique. J. Electroradiol. N° 8-9, 1970, Tome 51, p. 479-492

Gros, C.; Keiling, R.; Vrousos, C.: Apport de la thermographie dans le diagnostic de localisation et d'extension dans les affections malignes. Journ. de Radiologie 48 (1967); 89-92

Gros, C.; Vrousos, C.; Bourjat, P.; Magel, T.J. : Place actuelle de la thermographie dans l'exploration des tumeurs abdominales. Ann. Radiol. 11 (1968), 773-776

Gros, C.; Wackenheim, A.; Bourjat, P.: La thermographie en pathologie vasculaire. Journ. de Radiologie 49 (1968), 123-125

Gros, Ch. ; Wackenheim, A. et Vrousos, C. : La thermographie dans les affections du système nerveux. J. Radiol. Electrol. 48 : 45-47 (1967).

Gros, Ch. : Walter, J.P. et Dellenbach, P.: Indications respectives de la thermographie placentaire et de la radiographie du placenta. J. Radiol. Electrol. 48 : 50-51 (1967).

Gros, C.; Weill, J.; Vrousos, C.; Turpel, A.: Possibilités d'un contrôle d'action médicamenteuse circulatoire. Journ. de Radiologie 48 (1967). 97-98

Goldberg, H.I.; Heinz, E.R.; Traveras, J.M.: Thermography in neurological patients. Acta Radiologica 5, Part II (1966), 786-795

Guiber, P. : Ophtamologic thermographic applications. Americ. Thermographic Soc. Meeting, New York (13.7.1969)

Haberman, J.D.; Ehrlich, G.E.; Levenson, C. : Thermogrpahy in Rheumatic Diseases. Archives of Phys. Med. and Rehabilitation 49 (1968), 187-192

Harders, H.; Tilsner, V.; Heisig, N.; Haan, D.: Wirkungsnachweis vasoaktiver Substanzen durch Infrarothermographie. Med. Klin. 62 (1967), 566 bis 567

Johnson, Ph.M. : Placental localization : A comparaison of the radiopharmaceutic an thermographic methods. Amer. J. Roentgenol. 96 : 681-689 (1966).

Karpman, H.L.; Knebel, A.; Semel, C.; Coöper, J.: The application of thermography in evaluating musculoligamentous injuries of the spine. American Thermographic Society Meeting, New York (13.7.1969)

Kliot, D.; Birnbaum, S.: Thermographic studies of wound healing. Amer. J. Obst. and Gyn. 93 (1965, Oct.), 515-521

- Lane, W.Z.: Infrared mapping of peripheral vascular disorders. Hospital Practice 2 (1967), 36-39
- Lane, W.Z.: Thermography in diseases of the thorax. Ann. N.Y. Acad. Sciences 121 (1964), 190-208
- Lawson R.N. : Early Application of Thermography. Thermography and its Clinical Applications. Ann. New York Acad. Sci. vol. 121, art. 1, octobre 1964, pp. 34-33.
- Millar, K.G. : Placental localization by thermography. Brit. med. J.1 : 1571-1574 (1966)
- Notter, G.; Melander, O.: Thermographische Untersuchungen bei Erkrankungen der Brustdrüse. Fortschr. Röntgenstr. 105 (1966), 657-664
- Reynolds, W.A. : Thermoplacentography. Radiology 89 : 825-827 (1967).
- Rudolph, H.; Vaubel, W.E.: Infrarot-Thermometrie bei Schilddrüsenerkrankungen. Münchener Med. Wschr. 110, 198-202 (1968)
- Planiol, T.; Ferrey, G. et Fischgold, H.: Essais préliminaires d'une technique thermographique. J. Radiol. Electrol. 48 : 41-45 (1967).
- Schmid, F.; Lutze, R.: Thermographie im Kiefer- und gesichtsbereich. 19. Jahrestagung der Deutschen Ges. für Kiefer- und Gesichtschirurgie, Mainz (22.5.-24.5.1969)
- Schmid, F.; Lutze, R.; Ganssen, A.; : Hautemperaturdifferenzen bei odontogenen Entzündungen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 24 (1969, 5), 361-369
- Thermography and its clinical applications. Annals of the New York Academy of Sciences 121 (1964), 1-304
- Tricoire J. : La thermographie en plaque, technique nouvelle d'utilisation des cristaux liquides. A paraître.
- Heerma Van Voss, S.F.C. : Some experiences with thermography. J. Radiol. Electrol. 48 : 79-84 (1967).
- Van Voss, H.S.F.C.: Thermographic differentiation of vascular diseases of the arms. Med. Thermography. Proc. Boerhave Course, Leiden (1968), 143-151
- Van Voss, H.S.F.C.: Thermographic registration of the effect of drugs. Medical Thermography. Proc. Boerhave Course, Leiden (1968), 213-218
- Van Voss, H.H.S.F.C.: Thermographie studies of the thyroid gland. Medical Thermography. S.Karger, Basel/New York (1969), 201-205
- Van Voss, H.S.F.C.; Thomas, P.: Medical Thermography. S. Karger, Basel/New York (1969)
- Vaubel, W.E.; Dore, J.F.: Les applications de la thermographie à l'immunologie. Journ. de Radiologie 48 (1967), 61-68

Wallace, S. and Wallace, J.D. : Hemodensitometry in the evaluation of cerebral circulation : A preliminary report. Radiology 90 : 454-465 (1968)

Winsor, T. ; Bendezu, J. : Thermography and the peripheral circulation. Ann. N.Y. Acad. Sciences 121 (1964), 135-170.

Wood, E.H. : Thermography in the diagnosis of cerebrovascular disease. Radiology 85 (1965), 270-283

Young, R.J. : Applications of thermography to the problem of placental localization. Brit. med. J. 2 : 978-981 (1964)

